



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO

**AVALIAÇÃO DA MUDANÇA DA MICRODUREZA NA
SUPERFÍCIE DE ESMALTE DENTÁRIO IRRADIADA COM
LASER DE HÓLMIO E MODELAMENTO DAS
MICROEXPLOSÕES**

PAULO AKIRA BONK

**Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do Grau
de Mestre em Ciências na Área de
Tecnologia Nuclear - Aplicações.**

**Orientadora:
Dra. Denise Maria Zezell**

**São Paulo
1999**

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

AVALIAÇÃO DA MUDANÇA DA MICRODUREZA NA SUPERFÍCIE
DE ESMALTE DENTÁRIO IRRADIADA COM LASER DE HÓLMIO E
MODELAMENTO DAS MICROEXPLOSÕES

PAULO AKIRA BONK

Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do Grau de
Mestre em Ciências na Área de Tecnologia
Nuclear - Aplicações

Orientadora

Dra. Denise Maria Zezell



SÃO PAULO
1999

AVALIAÇÃO DA MUDANÇA DA MICRODUREZA NA
SUPERFÍCIE DE ESMALTE DENTÁRIO IRRADIADA COM
LASER DE HÓLMIO E MODELAMENTO DAS
MICROEXPLOSÕES

PAULO AKIRA BONK

Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do Grau de
Mestre em Ciências na Área de Tecnologia
Nuclear - Aplicações

Orientadora

Dra. Denise Maria Zezell

SÃO PAULO
1999

Dedicatória

À minha **Mãe**, pelo imenso Amor e carinho dedicados até hoje.

Ao meu **Pai**, pelo imenso esforço, atenção e carinho dedicados, sem os quais eu jamais teria chegado até aqui.

À minha **Irmã** (in Memoriam), pelos bons momentos, amizade, companhia e paciência com as minhas falhas.

Aos meus **Avós**, que foram meus segundos pais.

A **Deus** e todos os seus prepostos que têm me ajudado muito.

Que meu coração sempre possa agradecer a todos vocês.

Agradecimentos

À Profa. Dra Denise Maria Zezell,

Por ter me honrado com o privilégio de ser orientado por ela; alguém que foi uma verdadeira Mestre mas acima de tudo uma grande Amiga.

Que com carinho e determinação me conduziu até a realização de mais este objetivo.

Minha eterna gratidão e reconhecimento.

Ao **Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo,**

Que sempre apoiou e honrou a todos os componentes do grupo de laser, doando além do necessário, com naturalidade, sabendo disfarçar o sacrifício tanto da parte material como da moral. A sua presença veneranda e nobre sempre elevando o ânimo da equipe.

Meus sinceros votos de muita felicidade

Ao **Prof. Dr. Edmir Matson,**

Pela ajuda imensa que nos forneceu, tanto material quanto moralmente, nos fortalecendo com sua amizade, humildade e compreensão. Sua presença sempre nobre e segura, honra a todos do grupo.

Meus sinceros votos de muita felicidade.

Ao **Dr. Marcos Pinotti Barbosa,**

Pela compreensão, boa vontade, dedicação e atenção imensas demonstradas até aqui.

Muito Obrigado e meus votos de felicidades.

À **Msc. Vera Lúcia Ribeiro Salvador**, pela atenção, paciência e a inestimável colaboração na obtenção dos resultados de espectroscopia

À **Dra. Miriam Turbino**, pela atenção, paciência e a inestimável colaboração na verificação dos resultados estatísticos.

Muito obrigado e meus votos de felicidades.

Ao **Dr. Neil Ferreira Novo**, À **Dra. Yara Juliano** e Ao **Sr. Wilson Roberto Cavalheiro** do departamento de bio-estatística da Escola Paulista de Medicina, pela atenção, paciência e a inestimável colaboração na parte estatística dos resultados.

Muito obrigado e meus votos de felicidades.

Ao **Dr. Nilson V. Dias**, pela atenção e dedicação sempre presentes.

Ao **Dr. Wagner de Rossi**, pelo obséquio da presença e pela compreensão.

Ao **Dr. Edson Puig Maldonado**, pela imensa paciência e ajuda que sempre estiveram presentes no dia a dia.

Ao **Dr. Eduardo Groth**, pela atenção e obséquio da presença.

À **Martha Simões Ribeiro**, pela amizade e carinho que estão sempre presentes na sua pessoa.

Aos **Drs.: Oscar, Armando e Niklaus**.

Aos colegas: **Sandro, Luciano, Heloísa, Cláudia, Patrícia, Daniela, Manuel, Luiz, Greg, Eduardo, Paulo, Marcos, Marcão, Paulinho, Valdir, Anderson, Arthur, Maurício, Roberto, Carmem, Solange, Holm, Décio, Tanji, Aldo, Arnaldo, Sras.: Gildete, Dinalva e Severina**.

À **Elsa, Edna e Alfredo (in memoriam)**, pelo carinho eficiência e atenção.

À **Verinha, Aninha e demais colegas da CPG**, pela eficiência, paciência e atenção.

A todos os demais colegas do IPEN.

A todos da **POLI** e da **IFUSP** que contribuíram para os resultados deste trabalho.

À **CAPES**, pelo apoio financeiro.

A todos os demais que direta ou indiretamente muito contribuíram para este trabalho.

Muito Obrigado e que Deus vos abençoe.

AVALIAÇÃO DA MUDANÇA DA MICRODUREZA NA SUPERFÍCIE DE ESMALTE DENTÁRIO IRRADIADA COM LASER DE HÓLMIO E MODELAMENTO DAS MICROEXPLOSÕES

PAULO AKIRA BONK

RESUMO

O estudo das mudanças físicas e químicas das propriedades do esmalte dentário irradiado com laser pode indicar a adaptação de certos comprimentos de onda laser e sua utilização em prevenção de cáries. Neste trabalho investigou-se as mudanças físicas nas propriedades superficiais do esmalte dentário, caracterizada pela avaliação da microdureza e foi calculada a quantidade de material extraído quando as amostras foram irradiadas com o laser de hólmio. Foi utilizado um protótipo laser de Er:Tm:Ho:YLiF₄, desenvolvido no IPEN/CNEN-SP, emitindo pulsos simples de comprimento de onda de 2,065 μ m, energia por pulso de aproximadamente 300mJ, largura de pulso de 250 μ s.

Este trabalho discute o fenômeno da ablação explosiva que ocorre quando a energia laser irradia o material, pelo ponto de vista das explosões, e análise da parte resistiva da superfície do material dentário. Um modelo matemático para prever o montante de material removido nestas microexplosões é proposto, levando-se em conta as condições de irradiação que poderão provocar mudanças no esmalte dentário.

Com a irradiação *in vitro* de dentes molares, mantidos em soro fisiológico, com o laser de Ho:YLiF₄, foi analisada a microdureza nas regiões irradiadas e também nas não irradiadas (controle). Foi observado aumento da microdureza na região irradiada em relação à de controle, indicando que provavelmente ocorreu um rearranjo de estrutura cristalina na hidroxiapatita.

Estes resultados indicam que o laser de hólmio pode ser usado como coadjuvante na prevenção de cáries dentárias.

EVALUATION OF THE CHANGES IN MICROHARDNESS ON DENTAL ENAMEL SUPERFICIAL IRRADIATED WITH HOLMIUM LASER AND MODELING OF THE MICROEXPLOSIONS

PAULO AKIRA BONK

ABSTRACT

The study of changes in physical and chemical properties of dental enamel irradiated with laser may indicate the adaptation of a certain laser wavelength in its utilization in caries prevention. In this work it was investigated changes in physical properties of dental enamel surface, characterized by the microhardness evaluation and it was calculated the amount of same dental material extracted when the samples were irradiated with a holmium laser prototype. It was used a Er:Tm:Ho:YLiF₄ prototype laser, developed at IPEN/CNEN-SP, emitting single pulses of wavelength of 2,065 μ m, energy per pulse of approximately 300mJ, pulsewidth of 250 μ s.

This work discuss the ablation phenomena that occurs when the laser energy irradiate the material, by the explosive point of view, and analyses the resistive part of dental material surface. A mathematical model to predict the amount of removed material in this microexplosions is proposed, taking account the conditions of irradiations that would changes microhardness in dental enamel.

With the *in vitro* irradiation of human teeth molars, kept in physiologic serum, with the Ho:YLF₄ laser, it was performed the microhardness analyses in the irradiated area and in the non-irradiated area (control). It was observed increase in the microhardness of irradiated area related to control, indicating that probably a rearrangement in the hydroxyapatite crystalline structure occurs.

These results indicated that holmium laser can be used as a coadjuvant in the prevention of dental caries.

Sumário

1. INTRODUÇÃO	16
1.1. Preâmbulo	16
1.2. Histórico	18
1.3. O Laser de hólmio	20
1.3.1. Lasers de matrizes sólidas dopados com terras raras	20
1.3.2. Matriz hospedeira YLF	21
1.3.3. O Laser de hólmio	22
1.3.4. Aplicações do Laser de hólmio.....	23
1.4. Interação da radiação laser com tecidos biológicos	25
1.5. Fenômenos físicos na interação laser tecido-biológico	26
2. REVISÃO DA LITERATURA	29
2.1. Microdureza	29
2.2. Efeito Térmico	30
2.3. Associação de feixes laser	32
2.4. Ablação explosiva	33
2.5. Fases da apatita	35
2.6. Modelamento matemático	36
3. PROPOSIÇÃO	37
4. MATERIAIS E MÉTODOS	38
4.1. Protocolo experimental	38

4.1.1.	Descrição experimental para caracterização das quantidades de cálcio, fósforo e flúor.....	39
4.1.2.	Descrição experimental para caracterização da microdureza.....	39
4.2.	Identações.....	48
4.3.	Superfície irradiada.....	50
4.4.	Estatística dos resultados de microdureza.....	51
4.5.	Modelamento Matemático.....	51
4.5.1.	Introdução ao fenômeno de ablação explosiva.....	51
4.5.2.	Equações diferenciais da dinâmica dos gases e líquidos ⁷⁹	54
4.5.3.	Explosão de uma carga esférica num meio elástico.....	56
4.5.3.1.	Considerações teóricas sobre a parte explosiva do fenômeno.....	56
4.5.3.2.	Explosões e seus efeitos num meio.....	56
4.5.3.3.	Tipos de problemas envolvendo explosões.....	57
4.5.3.4.	Problema interno.....	58
4.5.4.	Detonação de Explosivos.....	67
4.5.4.1.	Relações Básicas.....	67
4.5.5.	Os efeitos da explosão no meio.....	70
4.5.5.1.	Explosão num meio incompressível.....	71
4.5.5.1.1.	Meio hipoteticamente não limitado.....	71
4.5.5.1.2.	Meio limitado por uma superfície livre.....	73
4.5.5.1.3.	Cratera de explosão num meio incompressível.....	76
4.5.6.	Resolução do problema.....	78
5.	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	81
5.1.	Resultados gerais de valores de concentração de Ca, P, O e F.....	81

5.2.	Resultados das medidas de microdureza e comentários	84
5.2.1.	Gráficos dos valores de microdureza das amostras.....	84
5.3.	Tabelas de resultados gerais de valores de microdureza e comentários.....	104
5.4.	Resultado gráfico estatístico final e comentários	108
5.5.	Discussão	109
6.	CONCLUSÃO	113
7.	APÊNDICE-I ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	114
7.1.	Testes de Validação Estatística dos Resultados.....	114
7.2.	Teste de Hipótese.....	115
8.	APÊNDICE II O DENTE.....	120
8.1.	Anatomia do Dente.....	120
8.2.	Histologia e Fisiologia	122
8.2.1.	Desenvolvimento e Crescimento dos Dentes.....	122
8.2.2.	Etapas do desenvolvimento do dente	125
8.2.3.	Histofisiologia e Considerações Clínicas	127
8.3.	Esmalte	129
8.3.1.	Características físicas.....	129
8.3.2.	Propriedades químicas	129
8.3.3.	Estrutura dos cristais.....	131
8.3.4.	Estruturas de superfície.....	134
8.3.5.	Figura ilustrativa de partes do dente humano coloridas com reagentes.....	138
9.	BIBLIOGRAFIA.....	139

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Simulação da ablação na reentrada de uma espaçonave na atmosfera terrestre.	17
Figura 2- Estrutura do cristal de YLF	21
Figura 3- Níveis energéticos para um sistema quasi-três níveis. (N_0) nível fundamental, (N_1) nível laser terminal, (N_2) nível laser metaestável, (N_3) nível de absorção²¹.	22
Figura 4- Esquema de transferência de energia dos íons, Tm^{+3}, Er^{+3}, para o Ho^{+3} no cristal de YLF²¹.	23
Figura 5- Absorção pelos elementos em função do comprimento de onda dos lasers.	24
Figura 6- Reflexão, absorção e transmissão no esmalte	25
Figura 7- Absorção e profundidade da transmissão dos componentes do tecido biológico em função do comprimento de onda.	26
Figura 8- Quadro geral dos fenômenos resultantes da interação Laser - Tecido Biológico	27
Figura 9- Fases da Apatita	35
Figura 10- Equipe do departamento de Dentística da FOU SP	38
Figura 11- Solução catalítica da resina, colher de medida e recipientes preparadores	40
Figura 12- Detalhe dos recipientes para inclusão de amostras de dentes	40
Figura 13- Esquema da montagem para a irradiação da amostras	41
Figura 14- Esquema das irradiações.	42
Figura 15- Conjunto de micro-deslocamento	42
Figura 16- Conjunto de medição de energia do feixe laser.	43
Figura 17- Disco diamantado para corte de tecido duro	44
Figura 18- Politriz em funcionamento	44
Figura 19- Lixas e Politriz	45

Figura 20- Microidentador	46
Figura 21- Esquema das identificações	47
Figura 22- Identificações na amostra irradiada	48
Figura 23- Identificações na amostra de controle	48
Figura 24- Vista superior das irradiações no esmalte dentário	49
Figura 25- Presença de defeito (Lamela) no esmalte irradiado	49
Figura 26- Cratera na superfície do esmalte	50
Figura 27- Vista ampliada da superfície do esmalte irradiado	50
Figura 28- Remoção explosiva do tecido mediada pela alta pressão gerada pelo rápido aquecimento da água.	52
Figura 29- Pluma de ablação e possível interferência, causando absorção, espalhamento, refração, reflexão e formação de plasma.	52
Figura 30- Se o plasma se formar a luz laser pode não penetrar através da densidade eletrônica crítica.	53
Figura 31- Representação esquemática: A da explosão de uma carga esférica	58
Figura 32- Representação esquemática: B das forças agindo numa reação de um elemento esférico	58
Figura 33- Representação esquemática: C das forças agindo numa reação de um elemento plano	59
Figura 34- Representação esquemática de uma explosão esférica: A no instante t	64
Figura 35- Representação esquemática de uma explosão esférica: B corte feito no instante t	64
Figura 36- Representação esquemática de uma explosão esférica: C corte feito no instante t+dt.	65
Figura 37- Diagramas das cargas e velocidades	74
Figura 38- Cratera	74
Figura 39- Diagramas de velocidades na borda da superfície	75
Figura 40- Amostra 1 de Controle	84

Figura 41- Amostra 1 Irradiada	85
Figura 42- Amostra 2 de Controle	86
Figura 43- Amostra 2 Irradiada	87
Figura 44- Amostra 3 de Controle	88
Figura 45- Amostra 3 Irradiada	89
Figura 46- Amostra 4 de Controle	90
Figura 47- Amostra 4 Irradiada	91
Figura 48- Amostra 5 de Controle	92
Figura 49- Amostra 5 Irradiada	93
Figura 50- Amostra 6 de Controle	94
Figura 51- Amostra 6 Irradiada	95
Figura 52- Amostra 7 de Controle	96
Figura 53- Amostra 7 Irradiada	97
Figura 54- Amostra 8 de Controle	98
Figura 55- Amostra 8 Irradiada	99
Figura 56- Amostra 9 de Controle	100
Figura 57- Amostra 9 Irradiada	101
Figura 58- Amostra 10 de Controle	102
Figura 59- Amostra 10 Irradiada	103
Figura 60- Comparativo entre os resultados médios de microdureza	108
Figura 61- Simulação de uma possível distribuição das fases da hidroxiapatita a partir da superfície do esmalte dentário	111
Figura 62- Anatomia do Dente.	120
Figura 63- Diagrama de desenvolvimento de um dente. Linhas pontilhadas: interações conhecidas ou supostas que ocorrem entre os tecidos. Os dados sugeridos que ocupam estas linhas são	

obtidos a partir de transplantes e estudos <i>in vivo</i> . As palavras “amelócitos” e “odontócitos” são empregada somente para indicar que estas células podem possuir diferentes capacidades para interagir com outros tecidos após a sua evidente diferenciação.	124
Figura 64- Etapas do Desenvolvimento do Dente	127
Figura 65- Formação, Mineralização e Maturação de alguns tecidos mineralizados e suas composições químicas.	130
Figura 66- Célula unitária de Hidroxiapatita	131
Figura 67- Corte descalcificado do esmalte de um germe dentário humano. Os prismas transversalmente têm uma aparência de escamas de peixe.	132
Figura 68- Par de micrografias estereográficas, ao microscópio eletrônico de varredura, da superfície do esmalte humano em desenvolvimento	132
Figura 69- Corte horizontal, por desgaste através do esmalte, próximo à junção dentina-esmalte. A e B mostram mudança dos prismas em duas camadas adjacentes de esmalte, que se tornam visíveis através de uma mudança no foco do microscópio.	133
Figura 70- Linhas incrementais de Retzius em cortes longitudinais por desgaste. A- região da cúspide. B- Região cervical.	133
Figura 71- Gretas e Linhas incrementais de Retzius em corte longitudinal por desgaste, dispostas concêntricamente.	134
Figura 72- A- Corte em parafina através do epitélio reduzido do esmalte, cutícula do esmalte e uma lamela. B- Corte em parafina de esmalte descalcificado do molar humano mostrando a relação entre uma lamela e a substância da bainha orgânica circundante.	135
Figura 73- Corte transversal por desgaste, ao longo da lamela estendida da superfície para o interior da dentina.	136
Figura 74- Corte transversal por desgaste através de um dente visto com pouco aumento. Numerosos penachos se estendem da junção dentina-esmalte para dentro do esmalte.	137
Figura 75- Corte por desgaste. Prolongamentos odontoblásticos estendem-se para dentro do esmalte como fusos do esmalte.	137
Figura 76- Fotografias de reações histoquímicas. A- Corte por desgaste da dentina humana reação DNFB (dinitrofluorbenzeno) mostra grupos protéticos(143X). B- Corte por desgaste de um odontoma humano mostrando a reação APS da dentina pobremente calcificada(85X).	138

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Concentração dos elementos químicos Ca, P, O e F, presentes no esmalte do grupo de controle	81
Tabela 2- Concentração dos elementos químicos Ca, P, O e F, presentes no esmalte das mesmas amostras da Tabela 1, após vários tipos de tratamento	82
Tabela 3- Resultados Gerais para a Microdureza Vickers das Amostras de controle	104
Tabela 4- Resultados Gerais para a Microdureza Vickers das Amostras Irradiadas	106
Tabela 5- Aumento percentual da microdureza	107
Tabela 6- Tabela dos valores de d_i e d_i^2 para 10 amostras.	117
Tabela 7- Tabela dos valores de d_i e d_i^2 para 8 amostras.	118
Tabela 8- Indica os grupos de dentes e sua função.	121
Tabela 9- Partes do germe dentário X Partes do dente	123
Tabela 10- Etapas do Crescimento Dentário	128
Tabela 11- Composição química das partes do dente	130

Abreviaturas

Ho:YLiF ₄	hólmio-ítrio-lítio-flúor
Ho:YLF	hólmio-ítrio-lítio-flúor
Er:Tm:Ho:YLiF ₄	érbio-túlio-hólmio-ítrio-lítio-flúor
Ca	cálcio
P	fósforo
μm	micrometro
mJ	milijoule
μs	microsegundo
ns	nanosegundo
IPEN/CNEN-SP	Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares/Comissão Nacional de Energia Nuclear - São Paulo
FOUSP	Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo
ArF	fluoreto de argônio
XeCl	cloreto de xenônio
$\frac{m}{s}$	metro por segundo
a.C.	antes de Cristo
Nd:YAG	neodímio-ítrio-alumínio-granada

Ho:YAG	hólmio-ítrio-alumínio-granada
Er:YAG	érbio-ítrio-alumínio-granada
CO ₂	dióxido de carbono ou gás carbônico
YF ₃	fluoreto de ítrio
LiF	fluoreto de lítio
%	porcentagem
mol	molaridade
K	Kelvin
K	constante
°C	graus Celsius
mm	milímetro
nm	nanômetro
$\frac{W}{cm^2}$	Watts por centímetro quadrado
g	grama
$\frac{g}{cm^3}$	grama por centímetro cúbico
KHN	microdureza Knoop em unidades de $\frac{kg}{mm^2}$
$\frac{kg}{mm^2}$	kilograma por milímetro quadrado
Hz	hertz
J	joule

$\frac{J}{cm^2}$	joule por centímetro quadrado
λ	lâmbida
N^e	número
MPa	megapascal
atm	atmosfera
$\frac{kJ}{cm^3}$	kilojoule por centímetro cúbico
ρ	densidade do meio
\bar{u}	vetor da velocidade da massa
p	pressão
Grad	gradiente
$\frac{d}{dt}$	derivada em função do tempo
$\frac{\partial}{\partial t}$	derivada parcial em função do tempo
$\frac{\partial}{\partial x}$	derivada parcial em função da ordenada X
$\frac{\partial}{\partial p}$	derivada parcial em função da pressão
div	divergente
u_x	velocidade na direção do eixo X
S	entropia
A^*	constante

$^{\circ}R$	constante universal dos gases
c_v	calor específico a volume constante
R	raio
$^{\circ}v$	coeficientes
\ln	logaritmo neperiano
t	tempo
c_{zp}	velocidade de propagação longitudinal da frente de ondas
v_R	posição radial
R_0	raio da cavidade de gás
α, β	constantes devidas ao tipo de carga
Q	quantidade de energia
T	temperatura
E	energia
R_D	raio relacionado à frente de onda
R_W	raio relacionado à carga esférica
$R\phi$	raio da frente de onda explosiva
$\frac{kg}{m^3}$	kilograma por metro cúbico
W	carga hipotética
$T_{m\acute{a}x}^{cin\acute{e}t}$	trabalho requerido para perturbar uma unidade de massa
k_{KR}	coeficiente

α	nível de significância
σ	desvio padrão de amostras independentes
s	desvio padrão
σ^2	variância de amostras independentes
s^2	variância
$t_{v,p}$	constante tabelada da distribuição t de Student
e_0	semi-amplitude do intervalo de confiança
n	tamanho da amostra
$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{OH}_2$	molécula de hidroxiapatita

1. INTRODUÇÃO

1.1. PREÂMBULO

Os primeiros experimentos para aplicação de laser em odontologia ocorreram nos primeiros anos após o desenvolvimento do primeiro laser, por volta de 1964, quando Stern & Sognnaes¹ tentaram realizar preparos cavitários com laser de rubi. Alguns anos depois a medicina estabeleceu sua utilização clínica em várias especialidades; e só no final da década de 80 o uso do laser se estendeu, efetivamente, à clínica odontológica.

Os resultados promissores obtidos na prevenção de cáries apenas com o tratamento superficial do esmalte dentário com soluções de fluoretos, motivaram trabalhos precursores no Japão^{2,3,4}, que investigaram a associação destas soluções com a irradiação de luz laser.

Seu resultado positivo se deu em função das características físico-químicas apresentadas pelo esmalte dentário após a irradiação com os diferentes tipos de lasers testados, como aumento da concentração relativa de átomos de cálcio em relação aos átomos de fósforo e aumento da resistência ao ataque ácido.

Durante a incidência de pulso laser na região do infravermelho do espectro eletromagnético, acima de um limiar de energia, ocorre o fenômeno que é chamado de “ablação”. O fenômeno de ablação é a remoção ou o corte do material em questão, sem excessiva transmissão de calor, e está intimamente ligado à remoção de material fundido por escoamento de um fluido⁵. Um exemplo é o material de sacrifício colocado no fundo das cápsulas espaciais para proteção das mesmas e retirado pelo escoamento supersônico do ar no material [Figura 1].

A remoção de material dentário por irradiação laser de comprimento de onda no infravermelho, ocorre em função da absorção característica dos componentes do tecido dentário nesta região, seguida de expansão explosiva, mediada principalmente pela água.

No exemplo, o ar então é o agente-fluido, que fornece o calor e o fluxo necessário para o escoamento ou retirada do material. Mas o fenômeno adquire características totalmente diversas quando da incidência do laser (de hólmio) sobre o material orgânico, o que ocorre preferencialmente com a matéria é uma “microexplosão” das moléculas d’água presentes no material e não uma fusão normal da água e do material; para uma posterior vaporização com características normais, pois tudo ocorre muito rapidamente (explosivamente) e o material chega a atingir temperaturas altíssimas, da ordem de temperaturas de plasma⁶.

Este efeito pode ser descrito como **ablação explosiva** ou através de um termo novo **exblação**.



Figura 1- Simulação da ablação na reentrada de uma espaçonave na atmosfera terrestre.

Como exemplo, medidas de velocidade de ejeção de material dentário feitas para os lasers de excimer (ArF, XeCl) e em parte para o de Nd:YAG (250 μ s) (cujo comprimento de onda de emissão no ultravioleta também é bem absorvido pela água), mostraram valores de velocidade de ejeção da ordem de 1200 m/s, ou seja ultrasônicos⁶. Este valor caracteriza uma explosão e não um escoamento supersônico.

Isto mostra que o laser de hólmio não é o único a produzir o fenômeno de “**exblação**”. Outros lasers também apresentam esta mesma propriedade para tecidos biológicos duros, como no caso da hidroxiapatita.

Para verificar o potencial de uso do laser de Hólmio na

prevenção de cáries dentárias, é importante avaliar o efeito da irradiação de esmalte através da microdureza da superfície do esmalte dentário; uma vez que este fator está relacionado à resistência mecânica ao desgaste^{7,8,9,10}. Assim como é importante ter uma noção da quantidade aproximada de esmalte removido por pulso de laser; que na prática clínica seria a remoção de tecido nos sulcos dentários.

1.2. HISTÓRICO

O uso de luz para o tratamento de problemas de saúde como um agente terapêutico não é novo; data de épocas antiquíssimas, desde antes de 4000 a.C. Encontra-se relatos deste uso:

- Na Índia antiga, onde utilizavam a luz solar para tratamento do vitiligo, através de um fotossensibilizador, o psolarens, obtido de plantas, que era aplicado sobre a pele, a qual era exposta à luz solar.
- Os egípcios também usavam o psolarens para o tratamento do leucoderma.
- Na China antiga buscava-se a cura do câncer de pele, raquitismo e psicoses com o uso de luz.
- Entre os gregos a helioterapia, ou a exposição do corpo à luz solar, visava a saúde do corpo⁶.

Uma aplicação prática do uso da luz solar, muito interessante, foi a dada por Archimedes, em 212 a.C., quando concentrou os raios solares para queimar a frota que cercava Siracusa, dando um “brilhante” exemplo que foi o precursor da aplicação de instrumentos ópticos¹¹.

A obtenção do laser em si, só foi possível após a formulação teórica da emissão estimulada de luz, em 1916 por Einstein¹² no seu trabalho: “Zur Quantum Theorie Der Strahlung”. Em 1951 C.H.Townes elaborou uma aplicação para esta teoria na amplificação de ondas ultracurtas, sendo desenvolvido então o precursor do laser, o MASER, que é um acrônimo de “**M**icrowave **A**mplification by **S**timulated **E**mission of **R**adiation” (Amplificação de Microondas por Emissão Estimulada de Radiação), seu princípio básico

de funcionamento.

O próprio Townes conseguiu a confirmação experimental do Maser em 1954, mas só em 1958 este estudo de A.L.Schalow e C.H.Thownes¹³ do Instituto Tecnológico de Massachusetts foi divulgado, tendo uma enorme repercussão mundial nos meios científicos.

O desenvolvimento do primeiro LASER, acrônimo de "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation" (Amplificação da Luz por Emissão Estimulada de Radiação), se deu em 1960 por Theodore H. Maiman^{14,15} nos E.U.A.. Foi um laser de rubi emitindo radiação laser com comprimento de onda de 694nm, cuja ação laser se dá através do bombeamento óptico, que é o método utilizado até hoje nos lasers de estado sólido¹⁶.

Na época de seu aparecimento não existiam muitas aplicações para ele, pois era algo muito inovador e então estabeleceu-se "que era uma solução à procura de um problema".

Em 1962 os oftalmologistas já pensaram em aplicá-lo na fotocoagulação da retina e em 1963 muitas equipes de pesquisadores: - Zweng e Vassiliadis; - Campbell; apresentavam seus primeiros trabalhos clínicos¹¹.

Como os equipamentos ainda não eram adequados à prática clínica houve um tempo de descaso em relação aos lasers, mas à partir de 1968 sua aplicação foi retomada. O uso de laser de Rubi pulsado é então substituído por um laser contínuo de Argônio que parecia ser mais seguro na oftalmologia. Em 1972 os oftalmologistas podiam se aparelhar com equipamentos de última geração; só que ainda havia o incômodo do transporte da luz laser do equipamento até o local de sua aplicação, feito por meio de braços ópticos frágeis e desajeitados. Em 1975 surgiu o emprego de fibras ópticas, facilitando o uso e tornando-o mais confiável. Concomitantemente ao emprego do laser em oftalmologia, no caso de Argônio, outras equipes, como as médico-cirúrgicas começaram a utilizá-lo também em outras especialidades.

Hall-Jill e Beach estudaram os efeitos do laser de CO₂ sobre tecidos biológicos em 1971 e em 1972 ele foi utilizado para destruir pequenos tumores endolaringeos, por Jako e Strong, e foi adaptado à cirurgia geral e ginecológica por Kaplan. Com o advento dos endoscópios seu emprego se estendeu ao tratamento de hemorragias digestivas e lesões ulcerosas pelos gastroenterologistas. Em 1976 utilizando o laser de Nd:YAG

conduzido por fibra óptica sua aplicação chega ao tratamento de estreitamento de brônquios por via broncoscópica pelos pneumatologistas. A característica de emissão do laser de érbio faz com que ele atue muito superficialmente em tecidos biológicos, de modo a promover uma ablação explosiva mais precisa nos tecidos duros, como esmalte e dentina¹⁷⁻¹⁸.

Em 1980 começam a ser divulgados os primeiros resultados clínicos das aplicações de lasers de baixa intensidade ou fluência, conhecidos na época como “Soft-lasers”, ou lasers de baixa potência. Esta classe de laser não produz efeitos térmicos significativos a ponto de possibilitar o corte ou remoção de tecido biológico, mas pelas características especiais da luz laser pode produzir outros efeitos benéficos como diminuição de edemas, aceleração de reparação tecidual e redução de sensação dolorosa. Estes tipos de lasers e efeitos não serão abordados neste trabalho.

Hoje em dia, o uso de lasers se estendeu a praticamente todas as áreas do conhecimento humano, inclusive nas áreas da Medicina e Ciências da Saúde.

1.3. O LASER DE HÓLMIO

1.3.1. Lasers de matrizes sólidas dopados com terras raras¹⁹

Na tabela periódica dos elementos encontra-se uma coleção de elementos com características muito particulares; estão localizados entre os elementos de transição na família 3B na série dos Lantanídeos. A principal fonte de obtenção dos mesmos na natureza é a areia monazítica. São eles em ordem crescente de número atômico: Lantânio (La), Cério (Ce), Praseodímio (Pr), Neodímio (Nd), Promécio (Pm), Samário (Sm), Európio (Eu), Gadolínio (Gd), Térbio (Tb), Disprósio (Dy), Hólmio (Ho), Érbio(Er), Túlio (Tu), Itérbio (Yb), Lutécio (Lu). Estes elementos são colocados como impurezas em matrizes hospedeiras, sendo que para isso devem possuir características físicas semelhantes: propriedades ópticas, raio e valência iônica.

Essas matrizes devem também apresentar características ópticas, térmicas e mecânicas compatíveis ao severo esforço a que serão submetidas. Além disso possuem

linhas fluorescentes estreitas, bandas de absorção intensas e tempos de decaimento de estado metaestável longos para o armazenamento de energia. As principais matrizes hospedeiras ou meios ativos a serem dopados com terras raras são: YAG ($Y_3Al_5O_{12}$: Ítrio-Alumínio-Granada), YLF ($YLiF_4$: Fluoreto de Ítrio-Lítio) e YVO (YVO_4 : Ítrio-Vanádio-Oxigênio). Dentre estas matrizes a YLF vem se destacando pelas suas características térmicas e estruturais que possibilitam uma qualidade de feixe superior às demais.

1.3.2. Matriz hospedeira YLF

Origina-se da mistura de YF_3 e de LiF, possuindo uma estrutura tetragonal denominada Scheelita, onde o ítrio pode ser substituído por qualquer íon trivalente de terra rara que pode alcançar um índice de 100% de substituição para aqueles de raio iônico próximo ao do ítrio. Pelo fato de possuir birrefringência natural é capaz de compensar a lente térmica provocada pelo funcionamento do laser operando em alta potência e então é por isso que é mais vantajosa que as outras matrizes.

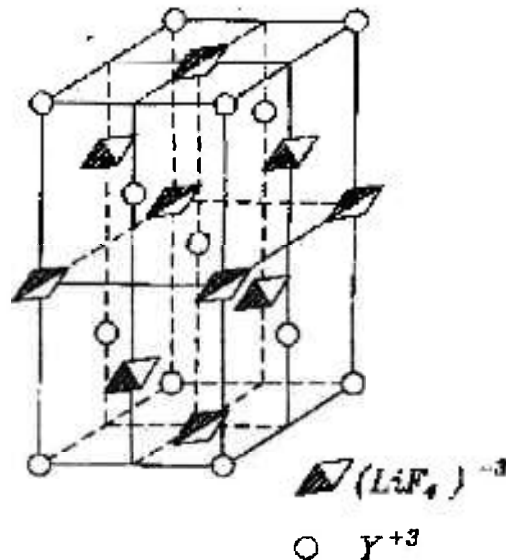


Figura 2- Estrutura do cristal de YLF

1.3.3. O Laser de hólmio

Foi no ano de 1962 que Johnson, Boyd e Nassau²⁰ observaram pela primeira vez a ação laser do íon de Hólmio na região de comprimento de onda de 2,065 μm , nos laboratórios da AT&Bell Telephone sob condições de bombeamento com lâmpada.

O Íon ativo de Hólmio Ho^{+3} apresenta 4 níveis de fluorescência. O Hólmio como dopante não entra na matriz hospedeira em concentrações intermediárias (10mol% a 100mol%), sendo que sua transição laser ativa de interesse constitui um sistema de quasi-três níveis.

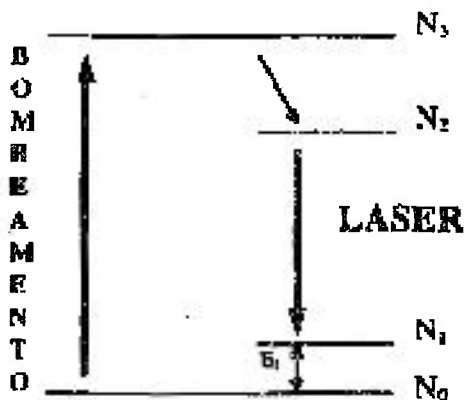


Figura 3- Níveis energéticos para um sistema quasi-três níveis. (N_0) nível fundamental, (N_1) nível laser terminal, (N_2) nível laser metaestável, (N_3) nível de absorção²¹.

Como seu nível laser terminal (N_1) está próximo do nível fundamental (N_0) e como este nível laser mais baixo tem população térmica relativamente alta à temperatura ambiente sua transição apresenta uma energia de limiar altíssima sendo praticamente impossível a operação do laser em temperatura ambiente. Para contornar este problema são adicionados outros íons de terra raras, a fim de aumentar a transferência de energia sensibilizando ou codopando a matriz. Com o hólmio, os codopantes ideais na matriz de YLF são o érbio e o túlio que absorvem a energia de excitação da lâmpada, transferindo-a para os íons laser ativos de hólmio, possibilitando assim a operação do mesmo a 300K²¹.

A emissão do laser de hólmio em 2,065 μm provém da emissão entre os níveis: 5I_7 para o nível fundamental 5I_8 . Como o tempo de emissão deste nível é longo, o armazenamento de grandes quantidades de energia é possível, sendo este sistema eficiente para operação "Q-switched"²².

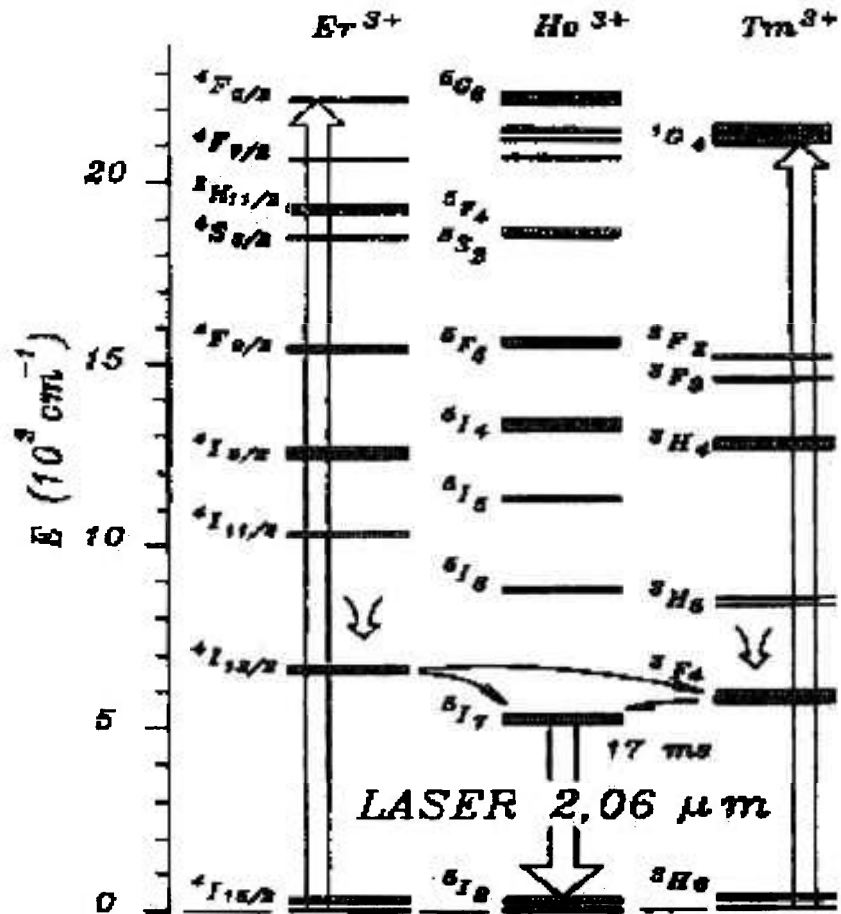


Figura 4- Esquema de transferência de energia dos íons, Tm^{+3} , Er^{+3} , para o Ho^{+3} no cristal de YLF²¹.

1.3.4. Aplicações do Laser de hólmio

O laser de hólmio apresenta aplicações em comunicações ópticas, telemetria, processos industriais, e nos vários ramos da Medicina e Odontologia: ortopedia, oftalmologia, otorrinolaringologia, neurologia, gastroenterologia, urologia, ginecologia, cardiologia, etc.

Por apresentar comprimento de onda de emissão próximo de $2\mu\text{m}$ sua aplicação é muito ampla na área de corte de tecidos biológicos duros e moles. Embora não seja o melhor especificamente, é muito utilizado em cirurgias de precisão, por ser bem transportado por fibras ópticas de sílica, sendo também muito útil nas cirurgias endoscópicas e artroscópicas entre outras: condroplastias, meniscectomias, sinovectomias.

O comprimento de onda $2,065\mu\text{m}$ apresenta características especiais na remoção de tecidos compostos de hidroxiapatita, promovendo sua ablação explosiva, onde atua na hidroxiapatita sem carbonização, devido à sua alta absorção pela água [Figura 5]. A localização da sua região de emissão, que é próxima ao pico de $2\mu\text{m}$, pode ser observada no gráfico a seguir [Figura 5]²³.

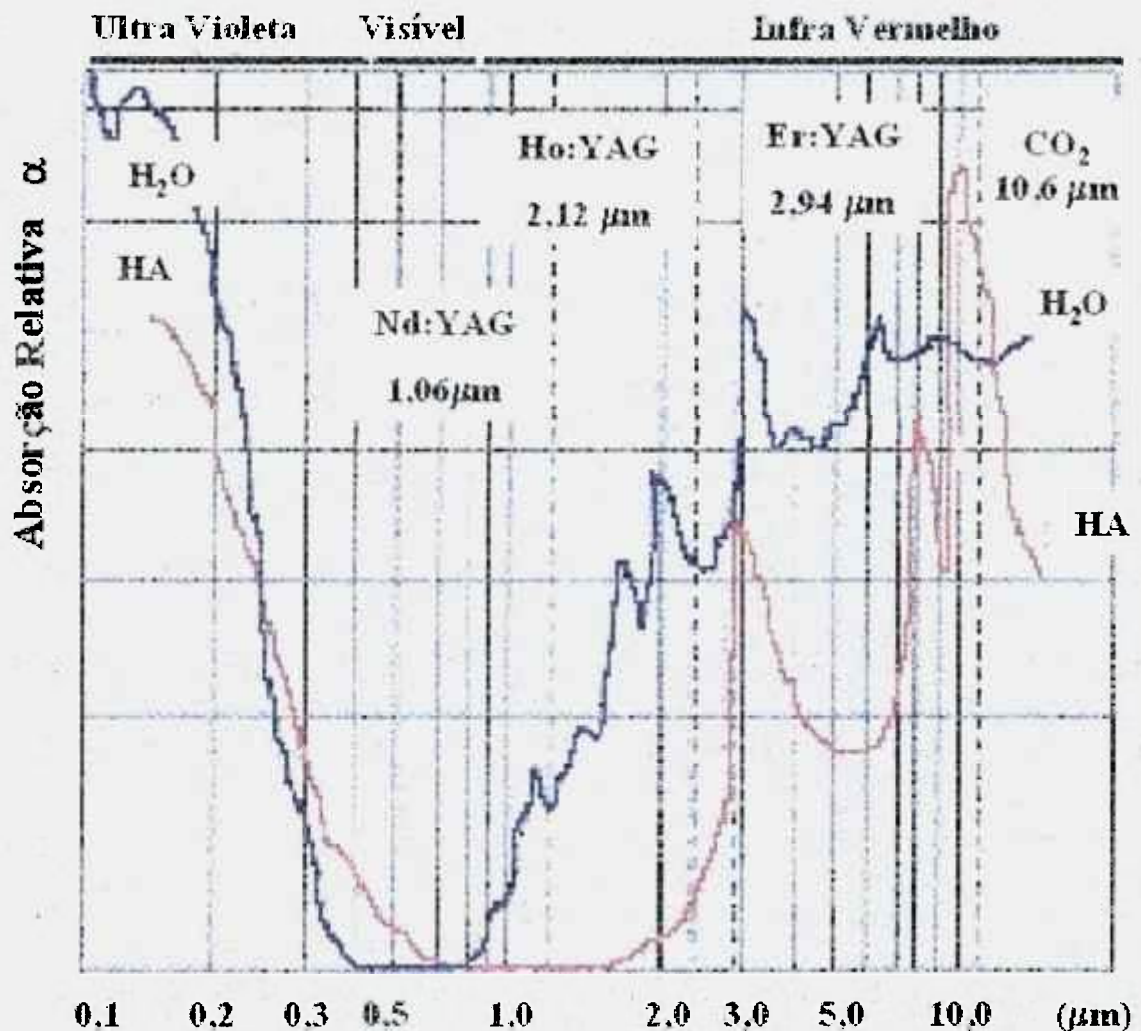


Figura 5- Absorção pelos elementos em função do comprimento de onda dos lasers.

1.4. INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO LASER COM TECIDOS BIOLÓGICOS

A luz ao incidir sobre um objeto qualquer pode apresentar 4 tipos de fenômenos ópticos: Reflexão, Absorção, Espalhamento e Transmissão; sendo que dentre estes existe(m) o(s) fenômeno(s) predominante(s) e o(s) que pode(m) ser desconsiderado(s) devido à pouca interação com o tecido face aos outros fenômenos.

Para o caso dos tecidos biológicos é necessário saber o quanto da radiação laser é absorvida, pois a absorção é responsável pela maioria dos fenômenos térmicos nos tecidos; e o quanto é transmitida, como forma de avaliar o quão profundamente os efeitos podem ocorrer [Figura 6].

A absorção da luz por cada um dos componentes do tecido biológico em função do comprimento de onda da luz incidente está indicada na Figura 7⁶. O tempo de interação e a extensão da mesma também são de interesse na prática terapêutica. Uma quantidade de referência usada é a profundidade para a qual 63% da luz incidente é absorvida. Os valores de penetração para este caso são: 0,5mm para o hólmio e 1,0mm para o neodímio.

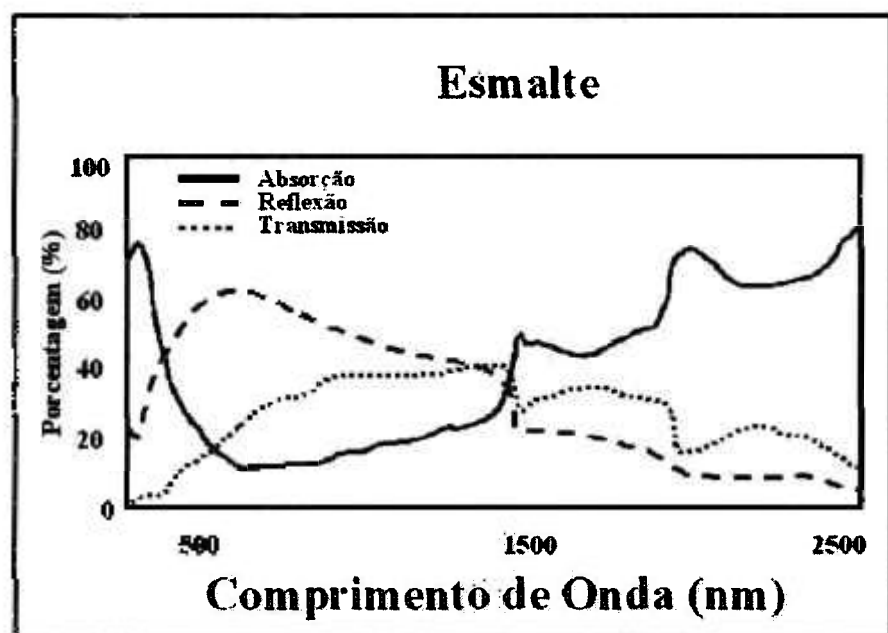


Figura 6- Reflexão, absorção e transmissão no esmalte

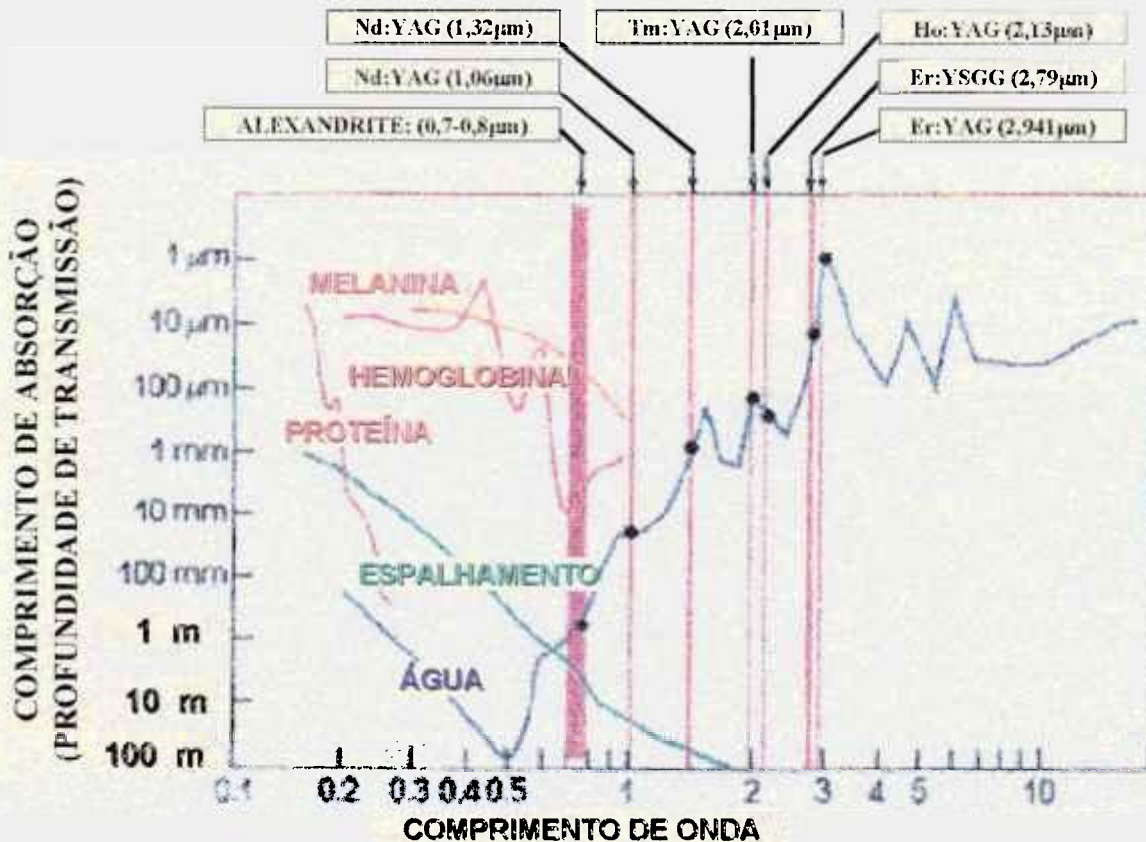


Figura 7- Absorção e profundidade da transmissão dos componentes do tecido biológico em função do comprimento de onda.

Se observarmos a Figura 7, os valores anteriormente citados coincidem com os valores de absorção da água para estes comprimentos de onda, e não é por um acaso, pois a água é o elemento que absorve preferencialmente estes comprimentos de onda.

1.5. FENÔMENOS FÍSICOS NA INTERAÇÃO LASER TECIDO-BIOLÓGICO

O comprimento de onda de emissão do laser ao ser absorvido pelo tecido alvo causa um efeito, por isso é muito importante se conhecer o espectro de absorção do material com o qual se irá trabalhar a fim de poder-se prever este efeito [Figura 8]. É necessário também conhecer as constantes térmicas do tecido, condutividade, emissividade, difusividade, pois são elas que vão reger o tipo de fenômeno que ocorre

preponderantemente no tecido. Os possíveis efeitos são:

- 1-) Não Térmicos
 - Fotoquímico
 - Fotobioestimulação
- 2-) Térmicos:
 - Eletromecânico
 - Fotoablativo

Já para os efeitos ópticos no esmalte e dentina com relação à absorção, transmissão e reflexão tem-se os gráficos a seguir.

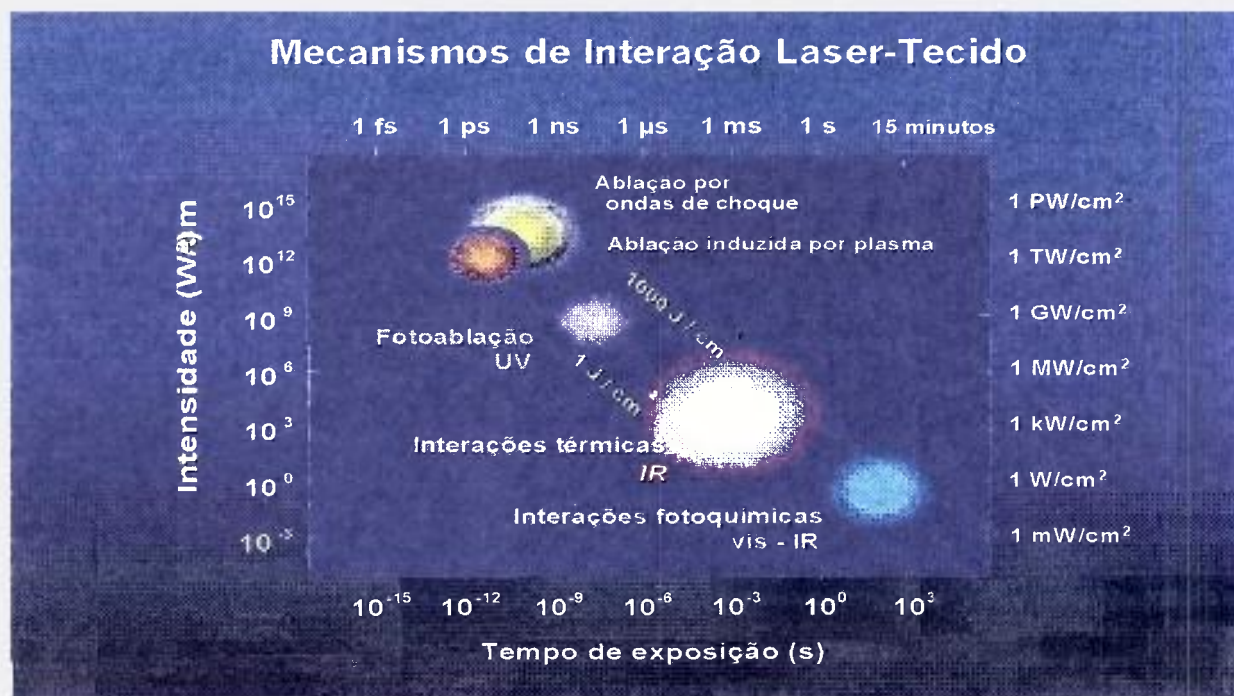


Figura 8- Quadro geral dos fenômenos resultantes da interação Laser - Tecido Biológico

O efeito térmico pode produzir em tecidos moles: coagulação, vaporização, corte ou carbonização tecidual. Essas transformações só ocorrerão se forem alcançados certos patamares de temperatura.

- Coagulação: $T > 60^{\circ}\text{C}$, microscopicamente: mudanças de estrutura das proteínas teciduais, macroscopicamente: surgimento de uma área esbranquiçada.
- Evaporação: $T > 100^{\circ}\text{C}$, processo lento.
- Vaporização: $T > 100^{\circ}\text{C}$, microscopicamente: ebulição da água celular com a explosão das células. Macroscopicamente: surgimento de bolhas de queimadura. Processo rápido.
- Carbonização: $300^{\circ}\text{C} < T < 400^{\circ}\text{C}$

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1. MICRODUREZA

Purdell-Lewis, Groeneveld e Arends (1976) avaliaram os efeitos de uma solução de 4% de SnF_2 com $T=50\text{ }^\circ\text{C}$ agindo durante diferentes períodos de tempo sobre marcas brancas de lesão no dente, produzidas pela desmineralização do esmalte com ácido láctico 0,1M. Observou-se neste trabalho que alguns procedimentos muito importantes com relação à preparação das amostras para o teste de microdureza que podiam ser utilizados para o presente trabalho: 1) O tratamento final da superfície foi feito polindo-se em seda com pó de diamante com partículas de diâmetro de $1\mu\text{m}$. 2) As amostras foram embutidas em resina epóxi. 3) O intervalo lateral entre as identações foi de $10\mu\text{m}$ e com carga de 15g por 30seg⁷.

Featherstone et al (1982) estudaram a remineralização com conseqüente aumento da microdureza usando diferentes tipos de creme e solução bucal, durante 1min., por períodos de 14 dias consecutivos e fez-se também a análise de penetração do agente remineralizador. Neste trabalho destaca-se: 1) O intervalo de $25\mu\text{m}$ utilizado entre as identações sobre a superfície polida segundo o método de Purdell-Lewis et al. (1976). 2) Foi utilizado um peso de 15g perto do esmalte e 50g para medições internas. 3) Para cargas de teste maiores, observou-se menores distorções na identificação da ponta de prova (carga de $\approx 500\text{g}$). 4) A profundidade das lesões foi medida usando-se uma solução de Rodamina 6G em 1% de etanol para agir como contrastante⁸.

Featherstone, Rodgers, e Smith (1981) estudaram a remineralização através das propriedades de difusão química dos elementos e após isto foi feita a análise da microdureza das amostras. Através de seus resultados é possível ter noção de como a concentração de diversas substâncias influenciam a microdureza⁹.

Nelson, Jongelbloed e Featherstone (1982) analisaram os efeitos no esmalte dentário da irradiação de lasers de comprimento de onda entre $9,0\mu\text{m}$ e $11,0\mu\text{m}$; e a potência de $10\text{J}/\text{cm}^2$ a $50\text{J}/\text{cm}^2$. Foram observados os resultados na redução de cáries. Os resultados mais expressivos foram obtidos com comprimentos de onda de $9,32\mu\text{m}$.

Mesmo sendo irradiações com baixa densidade de energia ocorreu a fusão dos cristais do esmalte⁷⁸.

Davidson, Hoeckstraand e Arends (1974) avaliaram a mudança da microdureza após ataque ácido, concluindo que houve mudança para valores 50% menores do que o valor original. Para análise em M.E.V.(Microscópio Eletrônico de Varredura) foi depositada uma película de 20nm de carbono a fim de viabilizar a observação. Para identificação utilizaram-se de cargas de 5g e 100g em áreas de 0,25mm x 0,25mm¹⁰.

Feartherstone, Cate, Shariatti e Arends (1983) acharam uma correlação linear entre a microdureza e a concentração dos elementos químicos principais do esmalte dentário, sendo obtida a seguinte correlação:

$$\sqrt{\text{KHN}} = 0,197 \cdot [\% \text{Volume Mineral}] - 0,24, \quad r=0,916 \quad (\text{coeficiente de correlação da regressão linear}).$$

Onde KHN é a microdureza Knoop (Knoop Hardness Number), que é calculada por: $\text{KHN} \left(\frac{\text{kg}}{\text{mm}^2} \right) = \frac{14.230 \cdot K}{L^2}$, com K sendo a força aplicada em gramas e L é o comprimento observado na indentação em milímetros.

Neste estudo foi aplicada uma carga de 15g próxima às bordas do esmalte para não danificar os espécimens²⁴.

ZeZell, Bonk, Salvador, Vieira Jr e Eduardo (1997, 1998) observaram o aumento da microdureza após irradiação da superfície do esmalte dentário com laser de hólmio, indicando uma maior resistência à cárie dentária^{25/26}.

2.2. EFEITO TÉRMICO

D. M. Zezell, S. C. M. Cecchini, M. Pinotti e C. P. Eduardo (1994, 1997) utilizaram um protótipo de Hólmio:YLF, emitindo 2,065 μm e 1,25 J e 5Hz, com largura de pulso de 250 μs , observaram alterações morfológicas, monitoraram a temperatura dentro da câmara pulpar, utilizando 30 pulsos/posição com energia de 500mJ/pulso e com a densidade de energia de 2079J/cm². Não houve aumento de temperatura dentro da

câmara pulpar acima de 3,8°C. Concluiu-se que é melhor aplicar-se altas densidades de energia em tempos menores para diminuir os riscos de danos à polpa^{27,28,29}.

A. Sagi, A. Shitzer, A. Katzer e S. Akselrod (1992) desenvolveram um modelo matemático para calcular os efeitos da temperatura causada pelo feixe laser em tecidos biológicos em geral, mas sem levar em conta o fenômeno da ablação explosiva. Chegaram a resultados analíticos muito bons para material mole (albumina de ovo) e para materiais duros, esmalte dentário, onde a curva teórica e experimental se aproximaram satisfatoriamente³⁰.

Hibst, Stock, Gall e Keller propuseram analisar e controlar a temperatura na superfície do esmalte irradiado com Er:YAG a fim de esterilizá-lo e também evitar o fenômeno de ablação explosiva. Desejavam controlar os efeitos da temperatura no interior do dente e para isso fizeram um modelo térmico teórico; com laser pulsado de 15 Hz. Obtiveram variações de temperatura da ordem de 100K na superfície do dente e abaixo de 6K a uma profundidade de 1,5mm da mesma, e com isto afirmam conseguir esterilizar o esmalte da cárie dentária³¹.

Ed. Sinofsky (1996) obteve resultados interessantes de dano térmico para três tipos de lasers: CO₂, Ho:YAG e Er:YAG. O laser de érbio foi o que apresentou menor região de dano dos três é o de menor taxa de remoção de material por segundo. Com a parte de preparação da amostra pronta partiu-se para a fase de irradiação das mesmas, onde a forma de uma rede foi utilizada para garantir uma irradiação uniforme da superfície do esmalte em termos de efeitos térmicos, onde se prediz uma região de 450µm X 450µm ao redor da cratera como tendo sofrido dano térmico. O Hólmio embora seja o de menor remoção de material por unidade de tempo é transportável via fibra óptica. O laser de CO₂, muito utilizado na medicina será muito mais promissor quando puder ser transportável por fibra-ótica³².

J.M.Yarborough (1992) menciona a maior importância na absorção do laser pela água; explicando que para ocorrer o fenômeno da ablação explosiva é necessário que o calor depositado seja maior que a capacidade de escoamento do mesmo pelo tecido. O surgimento do sangramento ou da coagulação está intimamente ligado à profundidade de penetração do laser no tecido (comprimento de extinção) e da constante térmica de relaxação do tecido. Idealiza um só equipamento que pudesse emitir sete comprimentos de onda para que assim possa ser adequado para vários tipos de tecidos e aplicações.³³.

Shouh Sun, Wang et al (1996) apresenta um estudo quasi-estático da propagação

do fluxo de calor através de metais irradiados com laser e as diferentes curvas de propagação de calor em função da posição de irradiação para diferentes materiais. Foi feito também a aproximação da curva de distribuição da temperatura versus a posição com a curva de Gauss ³⁴.

Wang, Liu, He, Jacques e Thonssen (1996) com um laser de Nd:YAG em tecidos biológicos, analisaram a distribuição do calor em músculos de ratos embebidos com infusão de tintura de perclorato de Rodamina 640³⁵.

2.3. ASSOCIAÇÃO DE FEIXES LASER

H.Pratisto, M.Frenz, M.Ith, H.J.Athermath, E.D.Jansen e H.P.Weber (1996) mostraram a vantagem da associação de feixes de hólmio e érbio para a ablação explosiva de tecidos sobre água ou gel. Constataram também que a combinação de ambos sem defasagem é mais benéfica do que com defasagem. Quando unidos removem cerca de o dobro de material que o érbio isolado e são até 5 vezes menos prejudiciais que o Hólmio isolado, chegando até a ser de 10 a 20 vezes menos prejudicial termicamente, sob certas condições do tecido biológico. Pelos resultados obtidos eles prevêem na associação de comprimento de onda o futuro das aplicações médicas dos lasers³⁶.

J.H.Meurman, J.C.Vorgel et al (1992) irradiando hidroxiapatita apenas com CO₂, observaram fusão com densidade de energia acima de 500J/cm² e para a hidroxiapatita num recipiente cerâmico ocorreu acima de 1000J/cm². O efeito de Nd:YAG mais CO₂ depende muito do nível de energia do CO₂, sendo o resultado semelhante ao do CO₂ sozinho. Já com o feixe de CO₂ associado ao Nd:YAG acima de 500J/cm² o pó de hidroxiapatita foi transformado em aglomerados com formato de pérola no local do foco e presença de ranhuras e fissuras ao redor; produzindo também dois tipos de cristais bem distintos: um grande com diâmetro de 3.000Å a 6.000Å adjacentes aos menores de diâmetro entre 600Å a 1.200Å; sendo que o maior é provavelmente o α-TCP(tricálciofosfato) que é mais solúvel no ácido do que a H.A.(hidroxiapatita), o menor dos cristais. Após exames de difração de raios-X determinou-se a presença de β-TCP também³⁷.

2.4. ABLAÇÃO EXPLOSIVA

Seka, Featherstone, Fried, Visuri e Walsh (1996) fizeram uma avaliação da quantidade de material removido por pulso do laser para diversos comprimentos de onda e constataram que a região do infravermelho é mais eficiente do que a do ultravioleta. Observaram que a remoção é mais eficiente quando ocorre a ablação explosiva (fotomecânica); que é predominante no infravermelho com comprimentos de onda entre $2\mu\text{m}$ e $11\mu\text{m}$, com largura de pulso entre $1\mu\text{s}$ e algumas centenas de μs . Além disto: 1) A pluma de plasma da ablação explosiva diminui a eficiência do feixe laser e se forma para tempos de irradiação maiores do que alguns picosegundos. 2) As ondas de choque acústicas devido às micro-explorações não puderam ser bem estudadas. 3) As regiões escuras (afetadas pela cárie) absorvem bem melhor o laser de neodímio; obteve-se bons resultados na remoção de carbono com adesivo. 4) Com laser de Er:YAG, com $\lambda=2.94\mu\text{m}$ e largura de pulso de $150\mu\text{s}$ tem-se ablação explosiva para energias $> 7\text{J}/\text{cm}^2$. 5) Os processos básicos da ablação explosiva são: explosão tecidual mediada pela água, vaporização superficial e ablação explosiva mediada por plasma. No caso da ablação mediada por plasma a tendência é diminuir a eficiência. 6) Ondas de choque ou ondas acústicas fortes são produzidas na ablação explosiva que geram tensões de compressão, que podem ocasionar o "stress" em algumas partes do esmalte, acompanham qualquer ablação explosiva mas seu estudo até o presente momento ainda é vago³⁸.

Barton, Foith, Christ e Hörman (1997) utilizaram a simulação de Monte-Carlo: Cujas equações são $\psi(Z) = \psi_0 \cdot K e^{(Z/\delta)}$ para $Z > \delta$; com $K = 3 + 5,1 \cdot \text{Rd} - e^{-(9,7 \cdot \text{Rd})}$ e com $\text{Rd} = e^{-(78 \mu\text{s})}$; para avaliar os efeitos da interação entre osso bovino e o laser de hólmio, com largura de pulso de $250\mu\text{s}$, comprimento de onda de $2,12\mu\text{m}$ e potência de 0,2 a 1,0J por pulso, avaliando diversos parâmetros da ablação explosiva em fêmur bovino: raio da ablação explosiva, a profundidade do dano tecidual e a temperatura do tecido na área de irradiação. Tecido este que contém hidroxiapatita em menor concentração e tem mais elementos orgânicos presentes, principalmente a água, o que deve atenuar os efeitos térmicos de laser de hólmio neste material; uma vez que a presença de água melhora a ablação explosiva e reduz a transmissão de calor no material. Com uma câmera de infravermelho obtiveram o coeficiente de emissão para o osso como sendo de 0,95 (sobram apenas 0,05 para transmissão e absorção) o que concorda com as medidas para os tecidos duros vascularizados, com valores entre 0,93 e 0,98.

Relacionaram vários parâmetros entre si, como profundidade e potência, profundidade, tempo do pulso entre outros parâmetros. Determinaram a profundidade de influência do calor como sendo aproximadamente igual à profundidade da cratera de ablação explosiva. Concluíram ainda a existência de um limite para a frequência de disparo dos pulsos laser de forma a não prejudicar o tecido ósseo³⁹.

Brown, Dewey e Jacobs (1970) obtiveram medidas básicas de constantes físicas do esmalte e da dentina para o estudo do dente sob ação do laser. medidas de densidade, calor específico, difusividade térmica e condutividade térmica⁴⁰.

Allan Mckenzie (1989) verificou que a extensão mínima de dano no tecido é conseguida nos picos de absorção de água do espectro de absorção da luz. Por esta razão os lasers de Er:YAG e de Ho:YAG causam uma menor região de dano, que pode ser dividida em três zonas: zona de carbonização, zona de coagulação e zona de vacuolarização (formação de bolhas). O modelo matemático fornecido é de simples concepção⁴¹.

Rastigar, Motamedi, Welch e Hayes (1989) propuseram um modelamento matemático para determinação da temperatura máxima abaixo da superfície de ablação explosiva. Apresentam gráficos variando o valor $w_0 = \frac{\beta}{(\alpha + \beta)}$ (albedo, dado pela razão entre o coeficiente de espalhamento e o de atenuação que é a soma do coeficiente de espalhamento com o de absorção), o fator g (parâmetro de ajuste anisotrópico) e a profundidade de ablação explosiva, observando-se a variação de comportamento. Constataram ainda a mudança na estrutura do tecido no ponto de temperatura máxima, considerando como um estado meta-estável e não levaram em conta as ondas de choque associadas ao fenômeno; sendo que as propriedades ópticas do tecido influenciaram no comportamento térmico do mesmo⁴².

Kuroda e Fowler (1984) através da difração dos raios-X estudaram a mudança ocorrida com o esmalte abaixo da superfície irradiada. Observaram: 1) Redução na concentração de água, carbonatos e cloretos (cloretos rearranjados). 2) Não há mudanças dos conteúdos originais. 3) Possível incorporação de óxidos ou mudanças de alguns íons de hidróxidos. 4) Um aumento em traços de CO₂ e cianato. 5) Houve translação de óxidos, recristalização e aumento no tamanho dos cristais de apatita e mudanças de fase de apatita para α -tricálciofosfato(α -TCP), α -Ca(PO₄). 6) Há sinais de que temperaturas maiores que 1400°C foram atingidas com altas densidades de energia

2.6. MODELAMENTO MATEMÁTICO

B. Stevens, H. Trowbridge, G. Harrison e S. Silverton (1994) estudaram a ablação explosiva por laser de Ho:YAG na dentina, e estabeleceram uma correlação entre a energia do laser e três valores: o volume de material removido, a profundidade da cratera e a área superficial da cratera, usando o método de estereofotogrametria. Este método consiste na colocação de um papel sobre o alvo para a determinação da área de superfície da cratera que surge após a irradiação laser. Constatou-se que para valores de energia do pulso laser, inferiores a 135mJ não ocorreu a formação de cratera. Para energias entre 195mJ e 330mJ produziu-se crateras muito irregulares. Para energia acima destes valores as crateras se tornaram mais regulares e houve um valor de máximo aproveitamento para 1200mJ, sendo que acima deste valor a cratera produzida teve dimensões menores que as anteriores⁴⁵.

Bonk, P.A.; Zzell, D.M. e Eduardo, C.P. (1998) implementaram um modelamento matemático para a ablação do ponto de vista das microexplosões, que até aquele momento era uma abordagem inédita para a ablação⁴⁶.

B.Majaron, P.Plestenjak, M.Lukač (1999) investigaram as características termo-mecânicas da ablação laser com um modelamento numérico que se baseia no processo físico microscópico de microexplosões, que combina o comportamento termodinâmico da água no tecido biológico com a resposta elástica dos componentes sólidos do tecido. Com o laser de Er:YAG verificam a influência da fluência e duração do pulso no desenvolvimento do perfil de temperatura, limiar de ablação e profundidade do dano térmico em pele humana. A difusão da dissipação do calor é tratada em uma dimensão e o montante do dano térmico é avaliado usando o modelo de Arrhenius para a cinética de denaturação das proteínas; em adição com a viabilidade de coagulação profunda com a repetibilidade do laser de Er:YAG pulsado⁴⁷.

Com base na revisão da literatura apresentada, foram determinadas as condições de preparação de amostras e irradiação utilizados nesta dissertação, assim como direcionaram o desenvolvimento teórico realizado; sem desprezar os que aqui não foram apresentados^{48·49·50·51·52·53·54·55·56·57·58·59·60·61·62·63·64·65·66·67·68·69·70·71·72·73·7475}.

3. PROPOSIÇÃO

Estudar a variação da microdureza no esmalte dentário após a incidência de laser de hólmio, visando avaliar o potencial deste laser como coadjuvante na prevenção de cáries.

Prever, através de um modelamento matemático simples, a quantidade de esmalte dentário removida por pulso laser, adotando o ponto de vista das microexplosões.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Para a realização deste trabalho foram seguidos os seguintes procedimentos:

- Após aprovação do Comitê de Ética em Pesquisas em Seres Humanos do IPEN, foi feita a seleção de amostras de dentes molares, em número de quinze, do banco de dentes do departamento de Dentística da FOU SP e preparadas conforme o padrão da literatura^{7,8,9,24}.
- O seccionamento da raiz dos dentes foi feito no equipo do Laboratório do departamento de Dentística, Figura 10.



Figura 10- Equipo do departamento de Dentística da FOU SP

- Neste ponto as amostras foram separadas para realização de dois tipos de medidas:

1- Caracterização das quantidades de cálcio, fósforo e flúor através de Fluorescência de Raios-X⁷⁶⁻⁷⁷.

2- Caracterização da microdureza.

4.1.1. Descrição experimental para caracterização das quantidades de cálcio, fósforo e flúor.

- Dentes pré-molares, divididos em 4 grupos: I – controle: atacados com ácido perclórico de concentração 0,5M por 10 minutos, II – embebido por 10 minutos com fluoreto acidulado de fosfato (APF – 2%NaF, 0,68M H₃PO₄, ph 5,3), III – irradiados com laser e IV – APF por 10 minutos e irradiados logo após.
- A espectrometria fluorescente de raios-X (Rigaku RIX 3000, Japan) foi utilizada para se medir a concentração de cálcio e fósforo antes e depois da desmineralização e irradiação. As amostras foram irradiadas com o protótipo de laser descrito em 4.1.

4.1.2. Descrição experimental para caracterização da microdureza.

- Após o corte e limpeza das amostras, fez-se a inserção das mesmas em resina transparente com o auxílio de formas padrão.

Resina BUEHLER, USA, Solvente NO. 20-3568, SAMPL-KWICK LÍQUID.



Figura 11- Solução catalítica da resina, colher de medida e recipientes preparadores

Formas para inclusão, padrão BUEHLER.



Figura 12- Detalhe dos recipientes para inclusão de amostras de dentes

- Com os dentes inclusos na resina procedeu-se à irradiação dos mesmos com um laser, que neste experimento tratava-se de um protótipo de laser de **Er:Tm:Ho:YLF₄** com emissão pulsada, totalmente desenvolvido no Centro de Lasers e Aplicações do IPEN, emitindo comprimento de onda de: $\lambda=2,065 \mu\text{m}$ com energia máxima aproximada de 2J por pulso, sendo que no presente trabalho utilizou-se pulsos de energia aproximada de: **E=300 mJ/pulso** e com largura de pulso de **250 μs** (FWHM), com densidade de energia de $617,73 \text{ J/cm}^2$ e densidade de potência de $\approx 2,47 \times 10^6 \text{ W/cm}^2$.



Figura 13- Esquema da montagem para a irradiação da amostras

- A disposição dos pulsos, Figura 14, foi em forma de uma grade de pulsos, tendo o cuidado de deixar uma área da superfície do esmalte para controle (sem sofrer irradiação)

Eixo de corte

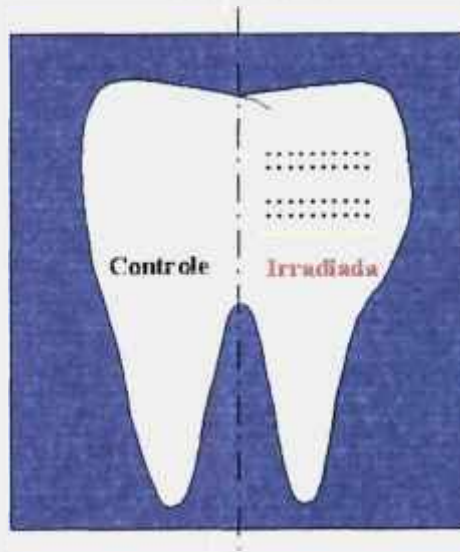


Figura 14- Esquema das irradiações.

- Os deslocamentos para produzir a rede de pulsos lasers foram feitos com um micro-deslocador, "KLINGER", no eixo X. O afastamento entre os pulsos foram de 50 divisões na horizontal ou $0,5\text{mm} \pm 0,005$ e 25 divisões na vertical ou $0,25\text{mm} \pm 0,005$. Todas as medidas foram feitas com passo 10 ajustado no "KLINGER".



Figura 15- Conjunto de micro-deslocamento

A medida de energia de cada pulso foi feita usando-se o medidor de potência e energia em conjunto com um detector com as seguintes características:

“Power Energy Meter”: - Marca: COHERENT; - Modelo Nº: FM; - Part. Nº: 0210-761-99; - Ser. Nº: N000.

Detector: - Marca: COHERENT; - Modelo Nº: P10i; - Responsivity: 8.635Volt/Joule a 1064nm; - Max. Energy Density: 0,05J/cm² para 15ns

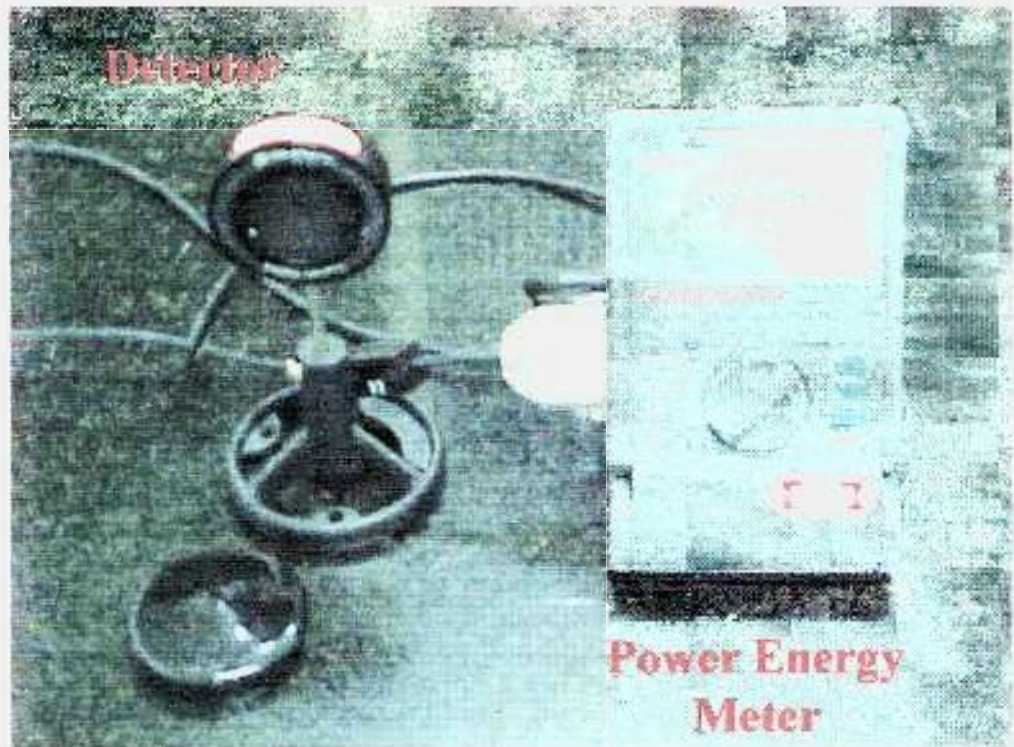


Figura 16- Conjunto de medição de energia do feixe laser.

Em seguida procedeu-se o corte das amostras numa serra de disco diamantado.

Marca: EXTEC Tipo: Labcut 1010



Figura 17- Disco diamantado para corte de tecido duro

Com o corte das amostras prontos, procedeu-se o polimento das mesmas numa politriz com as seguintes especificações:- Marca: BUEHLER, Tipo: ECOMET 3 - Faixa de rotação: 10 a 500 rpm e jato de água contínuo ajustável.

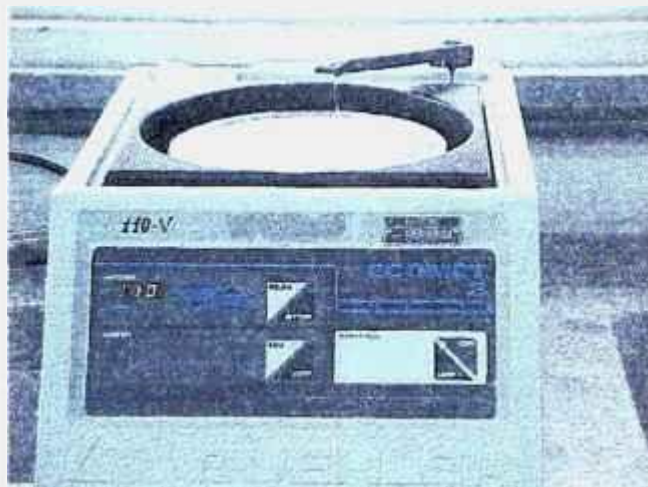


Figura 18- Politriz em funcionamento

Por meio do uso de uma seqüência de lixas circulares especiais para este fim, procedeu-se o polimento das amostras:

- 1ª lixa: com granulometria de N°: 200
- 2ª lixa: com granulometria de N°: 400
- 3ª lixa: com granulometria de N°: 600
- 4ª lixa: com granulometria de N°: 2000
- 5ª lixa: com granulometria de N°: 4000
- 6ª lixa: Feltro com Alumina

A seguir é apresentada uma foto ilustrativa de uma politriz com um par de lixas.



Figura 19- Lixas e Politriz

Com as amostras polidas deu-se procedimento às identificações, que foram realizadas num microidentador: Marca: Shimadzu, Modelo: HMV-2000, pertencente ao departamento de Dentística da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo. Neste procedimento os valores utilizados foram baseados na literatura^{7,8,9,23,78,24}.

- Tempo de permanência de 45s
- Com carga de 100g e 200g

O valor da carga de permanência foi alterado visando o aumento de precisão na medida da microdureza, sem perda de significância estatística. Nas identações procurou-se manter uma distância padrão das bordas das crateras.



Figura 20- Microidentador

Cavidade dentária produzida por irradiação de laser

Superfície do Esmalte

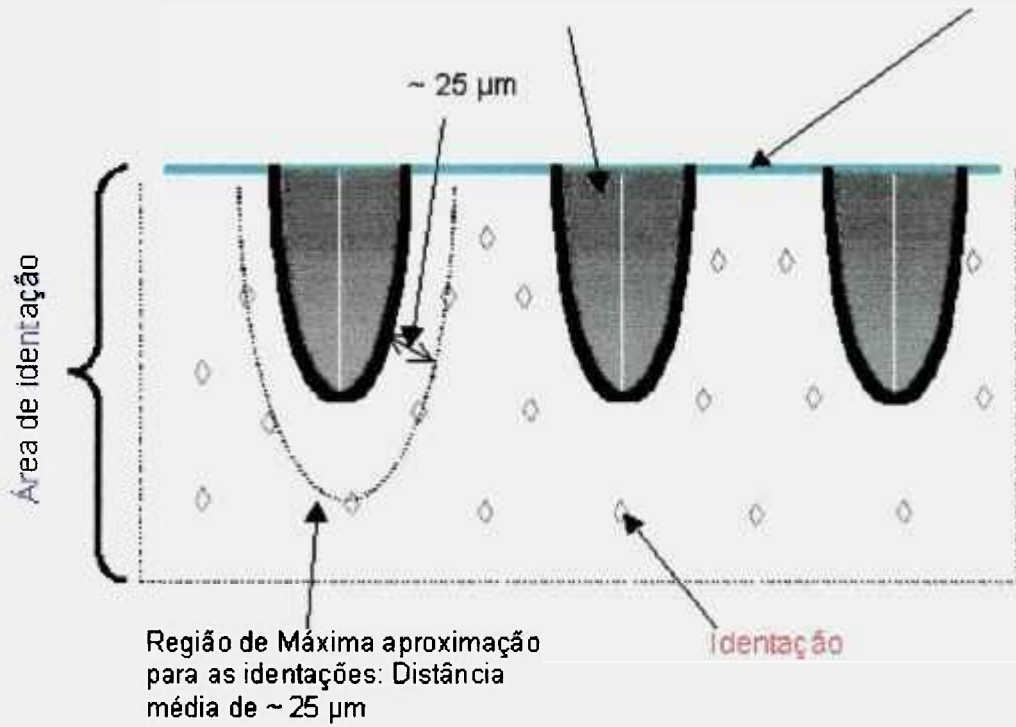


Figura 21- Esquema das identações

4.2. IDENTIFICAÇÕES

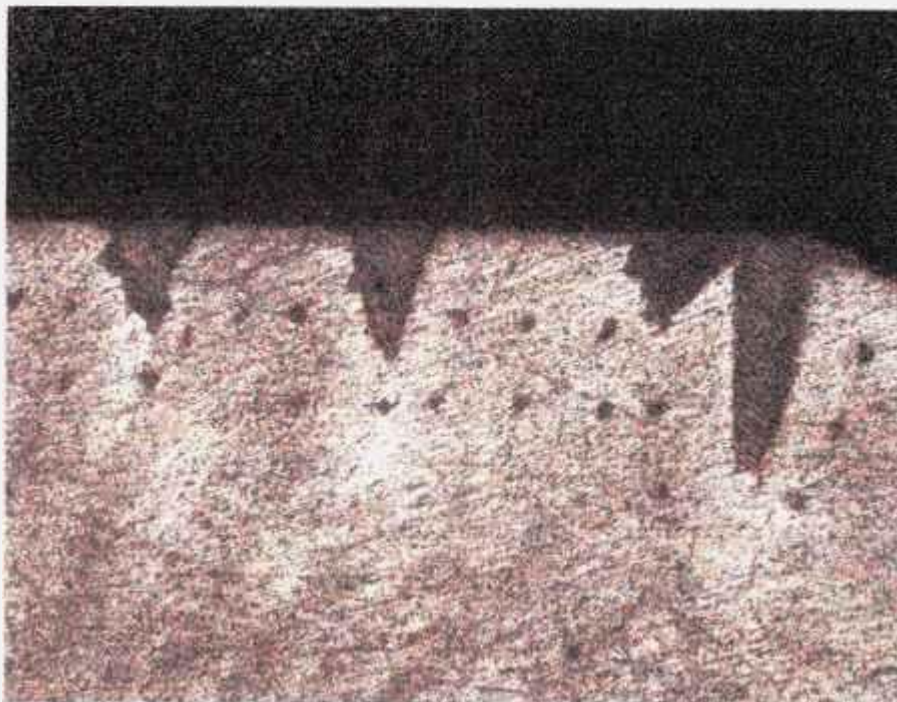


Figura 22- Identações na amostra irradiada



Figura 23- Identações na amostra de controle

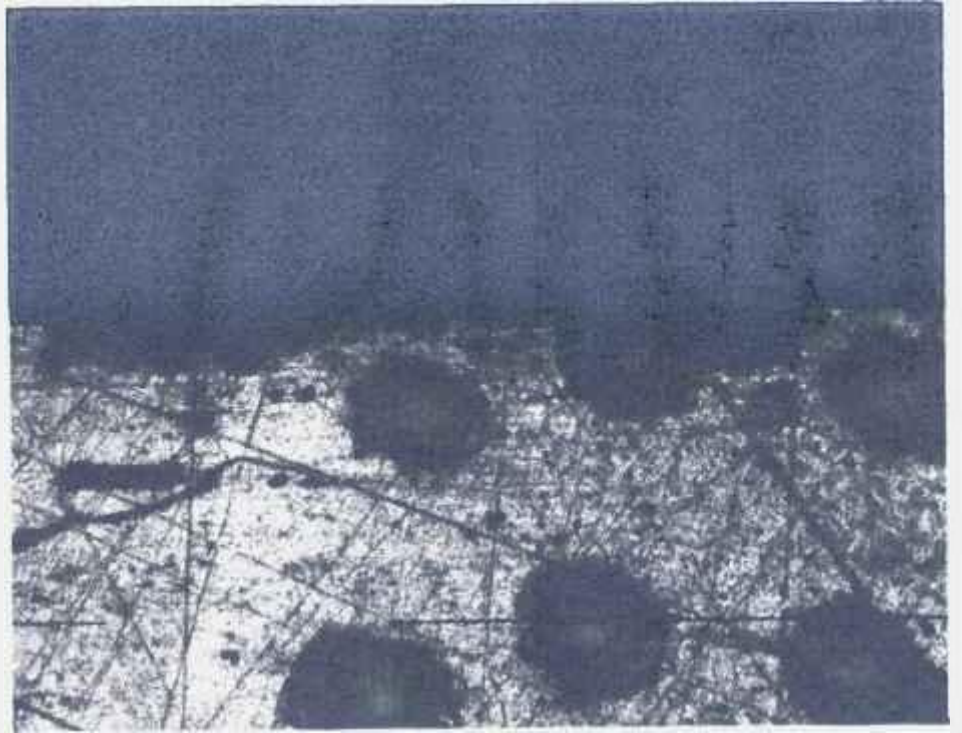


Figura 24- Vista superior das irradiações no esmalte dentário



Figura 25- Presença de defeito (Lamela) no esmalte irradiado

4.3. SUPERFÍCIE IRRADIADA

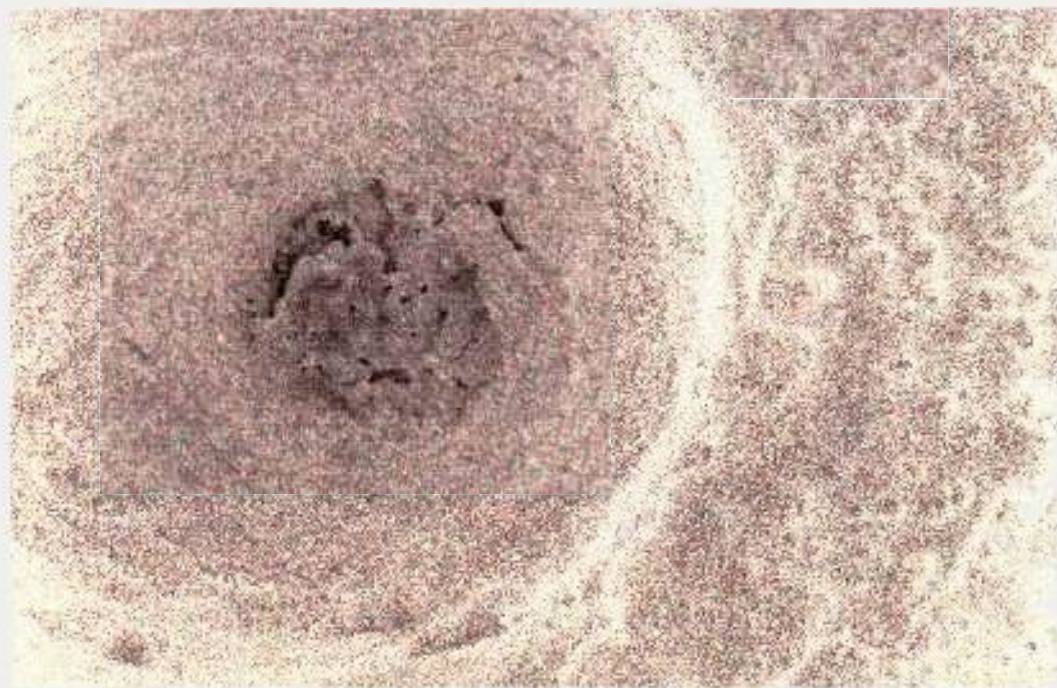


Figura 26- Cratera na superfície do esmalte

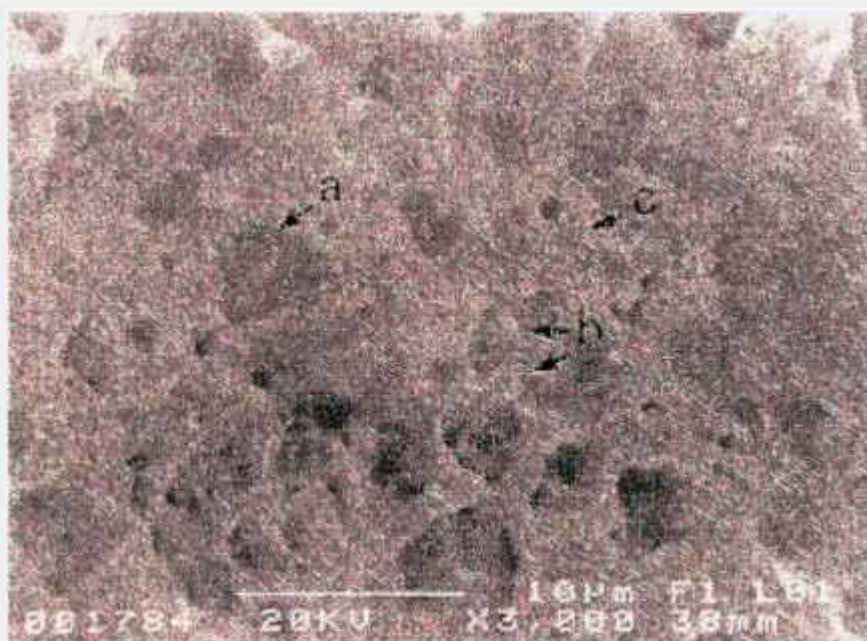


Figura 27- Vista ampliada da superfície do esmalte irradiado

4.4. ESTATÍSTICA DOS RESULTADOS DE MICRODUREZA

Procedeu-se com a análise estatística dos resultados de microdureza das identificações nas amostras, e obteve-se resultado positivo quanto ao quesito aumento da microdureza nas amostras irradiadas em relação às amostras de controle com um nível de significância de 99%.

4.5. MODELAMENTO MATEMÁTICO

Este tópico de modelamento matemático vem do estudo sobre explosões que já foi abordado por vários autores^{79,80,81,82,83,84,85,86,87,88} e aplicado nas diversas áreas da engenharia civil, mas nesta dissertação se empregará este conhecimento para a melhor compreensão do efeito específico da ablação explosiva do esmalte dentário obtido neste trabalho.

4.5.1. Introdução ao fenômeno de ablação explosiva

O princípio fundamental do processo de ablação explosiva, para o caso de tecidos duros, tem na explosão, que é mediada pela água, um dos principais mecanismos de remoção de tecido, ocorrendo um processo análogo ao de um explosivo, isto é, uma expansão violentíssima de sua massa. A transformação do tecido em plasma, é um outro mecanismo, ou seja, ablação explosiva mediada pelo plasma [Figura 28, Figura 29 e Figura 30]³⁸.

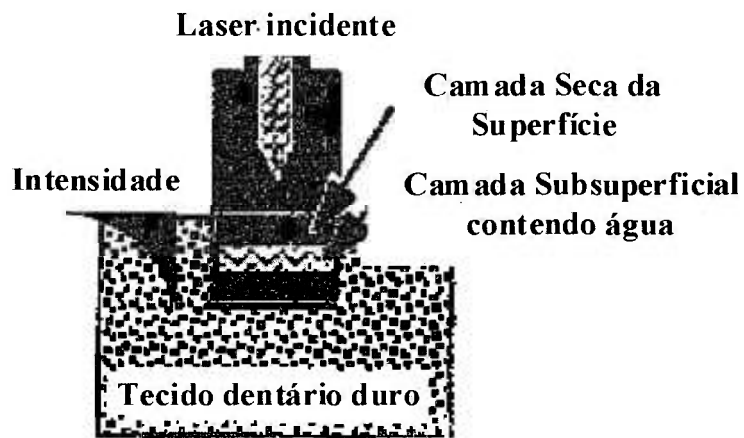


Figura 28- Remoção explosiva do tecido mediada pela alta pressão gerada pelo rápido aquecimento da água.

A remoção explosiva de material é o processo mais eficiente de remoção de tecido em termos de quantidade (espessura) do mesmo por pulso. A inércia do processo é devido à força de resistência do material duro que envolve a água, pois esta tem que ser aquecida para elevar sua pressão interna em centenas de atmosferas até um valor suficientemente grande ($\approx 40\text{MPa}$; $1\text{atm} \approx 0,1\text{MPa}$) para romper o material ao seu redor⁸⁹.

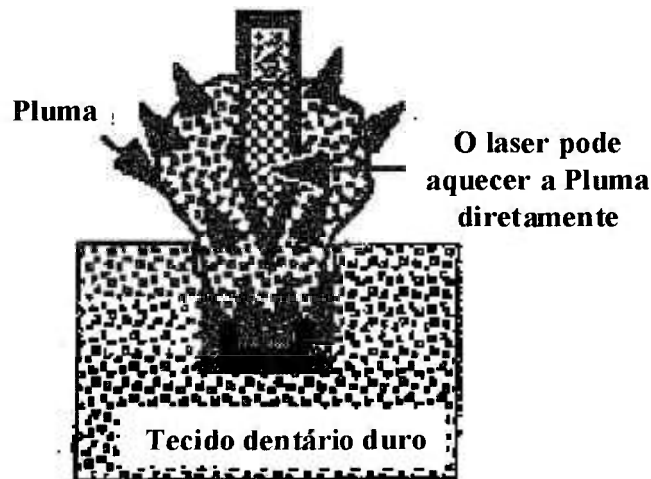


Figura 29- Pluma de ablação e possível interferência, causando absorção, espalhamento, refração, reflexão e formação de plasma.

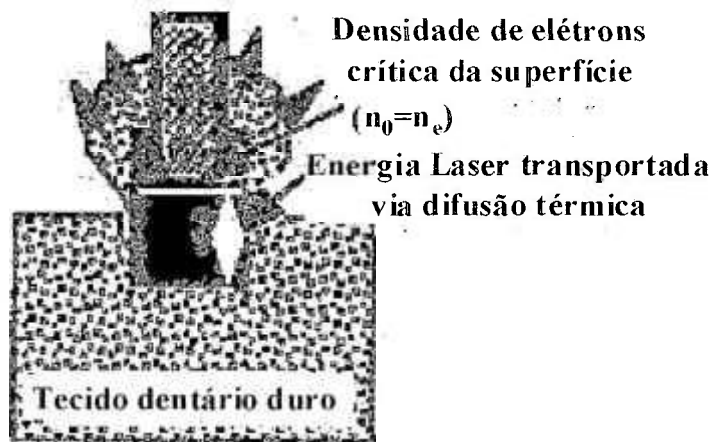


Figura 30- Se o plasma se formar a luz laser pode não penetrar através da densidade eletrônica crítica.

Esta inércia pode ser vencida até mesmo quando uma fração do calor latente de vaporização da água (2,5kJ/kg) é aplicado, algo como 250J/kg. A absorção do calor pode se dar pelo material duro, pela água ou por ambos. Por ter-se uma penetração do comprimento de onda da luz laser muito pequeno ($\leq 1\mu\text{m}$ para o laser de CO_2 , $\lambda \equiv 9,6\mu\text{m}$) a parte do calor que irá produzir a ablação explosiva é entregue por condução térmica no esmalte dentário. Como a água no esmalte ocupa um espaço de dimensões reduzidas, o equilíbrio de temperatura entre o tecido duro e a água ocorre rapidamente em períodos menores que um microsegundo, por isso para lasers de pulsos ultracurtos esse fenômeno pode não ocorrer, devido ao tempo que a água leva para absorver o calor do material sólido circundante, com isto a ablação explosiva mediada pela água deixa de ocorrer.

Ainda por causa desse tempo de atraso, quando múltiplos pulsos laser são usados, a remoção de material se dá com uma eficiência menor do que com pulsos simples. Como a remoção é explosiva, ela ocorre a temperaturas bem menores do que a de fusão dos tecidos duros (temperatura de fusão $900^\circ\text{C} - 1200^\circ\text{C}$), por volta de 400°C , por ser a temperatura crítica da água. A temperatura crítica da água é a temperatura acima da qual a água só se apresenta na fase gasosa.

A temperatura de ablação explosiva da superfície irá depender das constantes físicas do material (coeficiente de absorção, coeficiente de transmissão, difusividade térmica, etc.) e das condições de irradiação do laser.

4.5.2. Equações diferenciais da dinâmica dos gases e líquidos⁷⁹

Com a brusca mudança nas propriedades termodinâmicas na frente da onda de choque, após sua passagem, ocorre uma mudança contínua que pode ser determinada pelo sistema de equações diferenciais da dinâmica dos líquidos e gases, ou seja, pelas equações de Euler do movimento, a equação da continuidade e a equação da energia.

Como a equação de Euler é a formulação matemática do princípio de d'Alembert

$$\text{Eq. [1]} \quad \rho \frac{d\vec{u}}{dt} + \text{Grad}(p) = 0$$

onde o termo $\frac{d\vec{u}}{dt}$ pode ser descrita como a soma das derivadas locais da velocidade e a também chamada conversão da derivada da velocidade:

$$\text{Eq. [2]} \quad \frac{d\vec{u}}{dt} = \frac{\partial \vec{u}}{\partial t} + (\vec{u} \nabla) \vec{u}$$

onde "∇" é o operador Hamiltoniano

$$\text{Eq. [3]} \quad \nabla = \vec{i} \frac{\partial}{\partial x} + \vec{j} \frac{\partial}{\partial y} + \vec{k} \frac{\partial}{\partial z}$$

então a equação de Euler assume a forma

$$\text{Eq. [4]} \quad \frac{\partial \vec{u}}{\partial t} + (\vec{u} \nabla) \vec{u} + \frac{1}{\rho} \text{Grad}(p) = 0$$

para um sistema de coordenadas retangulares podemos escrever a Eq.[4] como:

$$\text{Eq. [5]} \quad \begin{aligned} \frac{\partial \vec{u}_x}{\partial t} + u_x \frac{\partial \vec{u}_x}{\partial x} + u_y \frac{\partial \vec{u}_x}{\partial y} + u_z \frac{\partial \vec{u}_x}{\partial z} &= -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} \\ \frac{\partial \vec{u}_y}{\partial t} + u_x \frac{\partial \vec{u}_y}{\partial x} + u_y \frac{\partial \vec{u}_y}{\partial y} + u_z \frac{\partial \vec{u}_y}{\partial z} &= -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial y} \\ \frac{\partial \vec{u}_z}{\partial t} + u_x \frac{\partial \vec{u}_z}{\partial x} + u_y \frac{\partial \vec{u}_z}{\partial y} + u_z \frac{\partial \vec{u}_z}{\partial z} &= -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial z} \end{aligned}$$

Da equação da continuidade que expressa a lei de conservação da massa⁹¹

$$\text{Eq. [6]} \quad \frac{\partial \rho}{\partial t} + \text{div}(\rho \vec{u}) = 0$$

que com a substituição do símbolo de divergente fica

$$\mathbf{Eq. [7]} \quad \frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial(\rho u_x)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho u_y)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho u_z)}{\partial z} = 0;$$

o movimento adiabático de um líquido não-viscoso e de um gás tem sua entropia constante $\frac{dS}{dt} = 0$, ou melhor

$$\mathbf{Eq. [8]} \quad \frac{\partial S}{\partial t} + \bar{u} \frac{\partial S}{\partial R} = 0$$

onde R é o comprimento. Se for um gás politrópico ideal tem-se $\frac{p}{\rho^k} = A^*(S)$,

considerando-se também as seguintes equações $k = \frac{c_p}{c_v}$, $A^*(S) = R \cdot \exp\left(\frac{S - S_0}{c_v}\right)$ vem:

$$\mathbf{Eq. [9]} \quad \frac{\partial}{\partial t} \ln\left(\frac{p}{\rho^k}\right) + u \frac{\partial}{\partial R} \ln\left(\frac{p}{\rho^k}\right) = 0$$

Para um líquido não viscoso e para um gás o movimento é adiabático e ocorre com entropia constante; do estado de forma do sistema fechado temos o sistema abaixo,

$$\mathbf{Eq. [10]} \quad \begin{aligned} \frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial R} + \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial R} &= 0 \\ \frac{\partial \rho}{\partial t} + u \frac{\partial \rho}{\partial R} + \rho \frac{\partial u}{\partial R} + \frac{(v-1)pu}{R} &= 0 \\ \frac{\partial S}{\partial t} + u \frac{\partial S}{\partial R} &= 0 \\ p &= p(\rho, S) \end{aligned}$$

usa-se para o cálculo das funções de p, ρ, u e S . Sendo que para a Eq.[10] $v = 1, 2, 3$ respectivamente para um movimento tendo simetria plana, cilíndrica e esférica; em se tratando de um fluxo de um gás politrópico ideal o sistema fica reduzido a 3 equações

$$\mathbf{Eq. [11]} \quad \begin{aligned} \frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial R} + \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial R} &= 0 \\ \frac{\partial \rho}{\partial t} + u \frac{\partial \rho}{\partial R} + \rho \frac{\partial u}{\partial R} + \frac{(v-1)pu}{R} &= 0 \\ \frac{\partial}{\partial t} \ln\left(\frac{p}{\rho^k}\right) + u \frac{\partial}{\partial R} \ln\left(\frac{p}{\rho^k}\right) &= 0 \end{aligned}$$

nas 3 incógnitas p, ρ e u . Para as duas primeiras equações acima ainda não existe um método genérico para a sua solução; sendo que para um meio barotrópico a última equação do sistema acima pode ser substituída pela equação de estado $p = p(\rho)$, a qual torna a solução menos trabalhosa.

4.5.3. Explosão de uma carga esférica num meio elástico

4.5.3.1. Considerações teóricas sobre a parte explosiva do fenômeno

Será considerada a seguir a explosão de uma carga esférica logo abaixo da superfície produzindo vibrações propagadas em forma de frentes de ondas esféricas.

Como as massas das partículas estão dispostas radialmente em relação à frente de ondas, a vibração é longitudinal e propaga-se a velocidade C_{zp} . Para a disposição radial V_r , pode-se escrever⁹²:

$$\text{Eq. [12]} \quad V_r = f(t) = -\frac{1}{R^2} \left[\frac{R}{C_{zp}} \cdot \frac{\partial F\left(t - \frac{R}{C_{zp}}\right)}{\partial t} + F\left(t - \frac{R}{C_{zp}}\right) \right]$$

avaliando-se $f(t)$ para as condições de contorno na interface $R=R_0$, onde R_0 é o raio da cavidade de gás; e no instante da explosão o material está na posição 0(zero); temos:

$$\text{Eq. [13]} \quad F(t) = \frac{R_0^2 \cdot C_{zp} \cdot \alpha}{\beta \cdot R_0 - C_{zp}} \left(1 - \frac{R_0}{\beta \cdot R_0 - C_{zp}} \right) \cdot e^{-\beta \cdot t}$$

substituindo-se a Eq.[13] na Eq.[12] obtemos:

$$\text{Eq. [14]} \quad V_r = -\frac{R_0^2 \cdot C_{zp} \cdot \alpha}{R^2 (\beta \cdot R_0 - C_{zp})} \left\{ \frac{R}{C_{zp}} \left[1 - \left(t - \frac{R}{C_{zp}} - \frac{R_0}{\beta \cdot R_0 - C_{zp}} \right) \cdot \beta \right] + \left[t - \frac{R_0}{\beta \cdot R_0 - C_{zp}} \right] \right\} \cdot e^{-\beta \left(t - \frac{R}{C_{zp}} \right)}$$

onde α e β são constantes experimentais relacionadas ao tipo de carga.

4.5.3.2. Explosões e seus efeitos num meio

A explosão pode ser definida como uma repentina mudança do estado físico e químico de uma massa; acompanhada pela liberação de energia e pelo movimento. A explosão pode ocorrer de várias formas conhecidas, por exemplo:

- A explosão de um meteorito chocando-se na superfície da terra
- A explosão de um vulcão
- A explosão elétrica (descarga elétrica)
- A explosão de um gerador de vapor
- As explosões solar e cósmica
- A explosão nuclear (carga nuclear)
- **A explosão química (carga comum)****

Aqui se abordará a explosão química que é originada de carga comum** e seus efeitos locais, pois se enquadram no escopo do fenômeno da ablação explosiva, abordado neste trabalho.

4.5.3.3. Tipos de problemas envolvendo explosões

Os problemas de explosão podem ser divididos em: internos, externos, problemas de composição e de contorno⁹⁴. O problema interno examina o processo ocorrendo no material que libera energia. O problema externo preocupa-se com o processo que tem lugar no meio circundante à carga. O problema de composição investiga o mesmo processo com o problema externo mas num meio no qual a interação com respeito à explosão entre as ondas explosivas e os corpos. O problema de contorno trata com a questão da interação entre as ondas explosivas e os corpos.

4.5.3.4. Problema interno

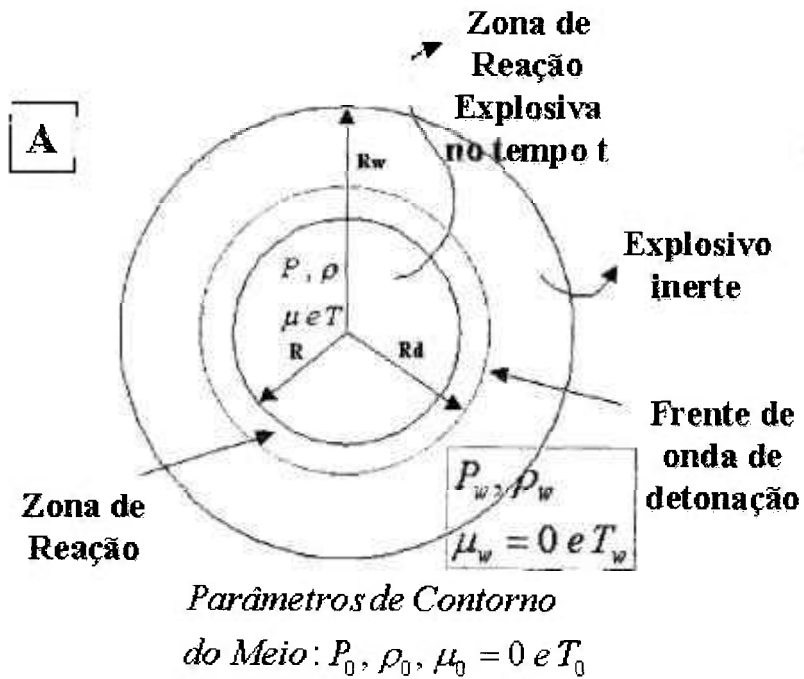


Figura 31- Representação esquemática: **A** da explosão de uma carga esférica

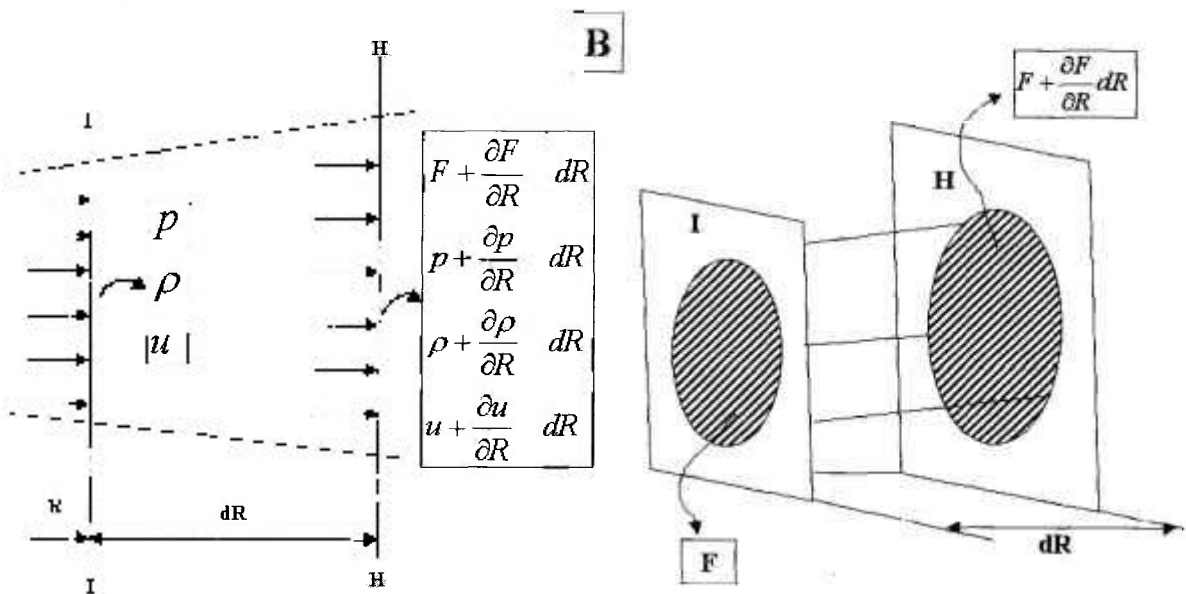


Figura 32- Representação esquemática: **B** das forças agindo numa reação de um elemento esférico

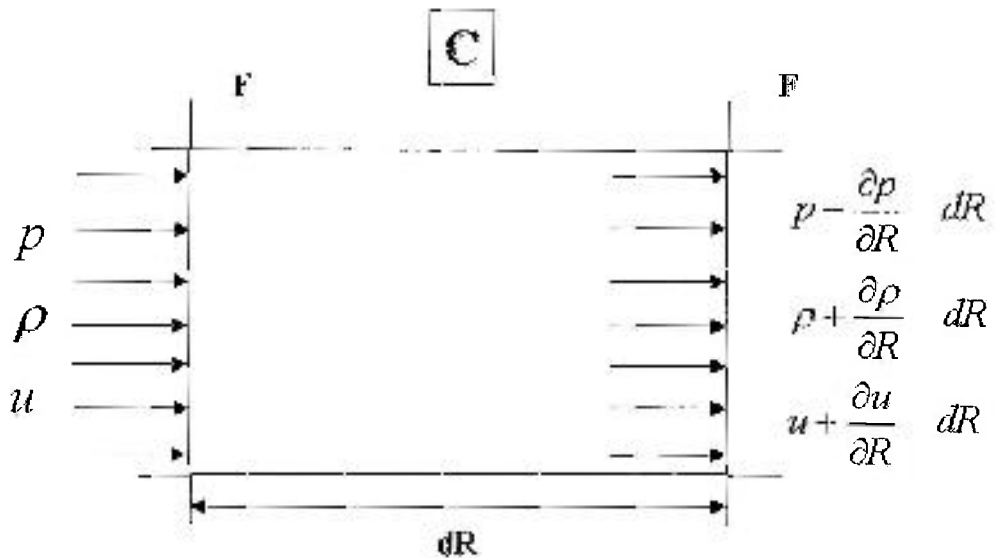


Figura 33- Representação esquemática: **C** das forças agindo numa reação de um elemento plano

Considerando-se uma carga esférica (Figura 31), o início da explosão começa no ponto 0 ($R=0$) no tempo $t=0$. No tempo t a carga é dividida em 2 zonas: a zona de explosivo em reação ($0 < R \leq R_D$) e a zona de explosivo que não reagiu ($R_D < R \leq R_W$), sendo que estas 2 zonas são separadas por uma fina zona de reação química – que é a frente de onda de detonação. Esta zona é considerada como parte da zona de explosivo em reação, zona esta que consiste de gases do explosivo num estado de alta pressão e temperatura; também chamada de onda de detonação e representa a *onda de choque* de propagação do explosivo. Na frente da onda de choque, os parâmetros de estado mudam drasticamente, ou seja, sofrem uma descontinuidade.

Num ponto genérico A da onda de detonação os parâmetros de estado têm os

seguintes valores: $\left\{ \begin{array}{l} \text{pressão } p = p(R, t) \\ \text{densidade } \rho = \rho(R, t) \\ \text{velocidade da partícula } u = u(R, t) \\ \text{temperatura } T = T(R, t) \end{array} \right.$, que dependem de um certo

número de parâmetros (tipo de explosivo, etc.), sendo que todas devem ser consideradas entre os intervalos: ($0 \leq R \leq R_D$), ($0 \leq t \leq t_D$), com ($0 < R_D \leq R_W$), ($0 \leq t_D \leq t_W$); onde: t_D é o tempo de chegada da frente de onda a uma distância R_D e t_W é o tempo que a onda de detonação leva para chegar à borda da carga $R=R_W$. O estado da carga que ainda não reagiu é

dado pelas quantidades:

$$\left\{ \begin{array}{l} \text{pressão} \quad p_w = p_0 \\ \text{densidade} \quad \rho_w = \rho_0 \\ \text{velocidade da masa} \quad u_w = 0 \\ \text{temperatura} \quad T_w = T_0 \\ \text{Energia interna específica} \quad E_w \\ \text{Velocidade do som} \quad c_{zw} \end{array} \right.$$

Já o estado do meio circundante à carga, o ar, é expresso pelo sistema:

$$\left\{ \begin{array}{l} \text{pressão} \quad p_0 \\ \text{densidade} \quad \rho_0 \\ \text{velocidade da masa} \quad u_w = 0 \\ \text{temperatura} \quad T_w = T_0 \\ \text{Energia interna específica} \quad E_0 \\ \text{Velocidade do som} \quad c_{z0} \end{array} \right.$$

Para se ajustar o sistema de equações a fim de resolver o problema, precisa-se das leis fundamentais da física.

Lei da conservação da massa: A diferença entre os volume de massa elementar do explosivo: que reagiu e foi projetado para dentro, e o que foi projetado para fora o qual emergirá; esta diferença será a mudança na densidade do ^{80,94}. Logo, de acordo com a Figura 32

$$\text{Eq. [15]} \quad F \mu dt \rho - \left(F + \frac{\partial F dR}{\partial R} \right) \cdot \left(\mu + \frac{\partial \mu dR}{\partial R} \right) \cdot \left(\rho + \frac{\partial \rho dR}{\partial R} \right) = F dR \frac{\partial \rho dt}{\partial T}$$

Ou

$$\text{Eq. [16]} \quad \frac{d\rho}{dt} + \mu \frac{\partial \rho}{\partial R} + \rho \frac{\partial \mu}{\partial R} + \frac{\rho \mu}{F} \frac{\partial F}{\partial R} = 0$$

Para a massa no estado de explosão, seja de uma carga esférica, cilíndrica ou plana, ocorre um movimento que pode ser tratado como unidirecional. Se a explosão se inicia no: meio, eixo ou centro da superfície, respectivamente para cargas esféricas, cilíndricas e palmas, tem-se que F e $\frac{\partial F}{\partial R}$ terão valores diferentes. Colocando-se a função:

$$F = F(R), \text{ então } \left(\frac{1}{F} \right) \cdot \left(\frac{\partial F}{\partial R} \right) = \frac{(v-1)}{R} \quad \text{onde}$$

- $v = 3$, Carga esférica
- $v = 2$, Carga Cilíndrica.
- $v = 1$, Carga Plana

Então, para todos os tipos de carga a Eq.[16] fica:

$$\text{Eq. [17]} \quad \frac{d\rho}{dt} + \mu \frac{\partial \rho}{\partial R} + \rho \frac{\partial \mu}{\partial R} + \frac{\rho \mu}{R} (v - 1) = 0$$

Lei da conservação da quantidade de movimento: A mudança da quantidade de movimento de um elemento de massa explodindo é igual ao impulso da pressão atuante. Para os 3 casos de carga, a lei é expressa pela mesma equação.

Para uma carga plana, (Figura 33)

$$\text{Eq. [18]} \quad F dR \frac{\partial p}{\partial t} = p F - \left(p + \frac{\partial p}{\partial R} dr \right) F$$

levando-se em conta as equações: $\partial u = \left(\frac{\partial u}{\partial R} \right) dR + \left(\frac{\partial u}{\partial t} \right) dt$ e $\frac{dR}{dt} = u$

a Eq.[18] fica:

$$\text{Eq. [19]} \quad \frac{d\mu}{dt} + \mu \frac{\partial \mu}{\partial R} + \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial R} = 0$$

Da Lei da Conservação da Energia: O incremento de calor é igual ao incremento da energia interna mais o trabalho gasto devido à mudança de volume. $dQ = dE + p dV$ (1ª Lei da Termodinâmica).

Pode-se escrevê-la $V = 1/\rho$, $dV = -\left(\frac{1}{\rho^2}\right) d\rho$, então tem-se que

$dQ = dE - \left(\frac{p}{\rho^2}\right) d\rho$, dividindo por T obtemos: $\frac{dQ}{T} = \frac{\left[dE - \left(\frac{p}{\rho^2}\right) d\rho \right]}{T} = dS$, onde dS é a

variação de entropia. A entropia cresce com todo o processo em que $\frac{dS}{dt} \geq 0$,

onde V é o volume específico mínimo do material a pressão infinitamente alta

$$\left([V]^{-1} \left[\frac{1}{\rho} \right] = \frac{\text{m}^3}{\text{kg}} \right)$$

Da relação anterior vem a equação:

$$\text{Eq. [20]} \quad \frac{TdS}{dt} = \frac{dE}{dt} \left(\frac{p}{\rho^2} \right) \frac{d\rho}{dt}$$

Acima, tem-se 3 equações {Eq.[17], Eq.[19], Eq.[20]} e seis funções desconhecidas (p, ρ, μ, T, E, S) . Adicionou-se a equação de estado de Clapeyron-Mendeleyev:

$$\text{Eq. [21]} \quad \frac{p}{\rho \cdot R T} = \varphi(\rho)$$

onde $^{\circ}R$ é a constante de gás, $^{\circ}R = \frac{^{\circ}R}{M}$, $^{\circ}R_0 = 8314 \frac{\text{J}}{\text{Kmol}^{\circ}\text{K}}$ é a constante universal dos gases, M é o peso molecular e $\varphi(\rho) = 1$ para o ar

Pode-se também adicionar a equação da energia interna

$$\text{Eq. [22]} \quad E = C_v T - \int_{p_0}^p T \left(\frac{\partial p}{\partial t} \right)_{\rho} - p \cdot \frac{dp}{\rho^2}$$

onde, C_v é o calor específico a volume constante, o subscrito ρ indica que a densidade deve ser considerada constante [para o ar $\left(\frac{\partial \Phi}{\partial t} \right)_{\rho} = \rho T$]. Para completar o sistema, é necessário introduzir a equação suplementar

$$\text{Eq. [23]} \quad \Phi(p, \rho, \mu, T, R, t) = 0,$$

a qual pode expressar uma hipótese de trabalho adequada.

Obteve-se o seguinte sistema generalizado de equações da explosão:

$$\text{Eq. [24]} \quad \left\{ \begin{array}{l} \frac{dp}{dt} + \mu \frac{\partial p}{\partial R} + \rho \frac{\partial \mu}{\partial R} + \frac{\rho \mu}{R} (\nu - 1) = 0 \\ \frac{d\mu}{dt} + \mu \frac{\partial \mu}{\partial R} + \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial R} = 0 \\ T \frac{dS}{dt} = \frac{dE}{dt} - \frac{p}{\rho^2} \frac{d\rho}{dt} \\ \frac{p}{\rho^{\gamma} R T} = \varphi(\rho) \\ E = C_v T \int_{\infty}^{\rho} T \left(\frac{\partial p}{\partial t} \right)_{\rho} - p \left| \frac{dp}{\rho^{\gamma}} \right. \\ \Phi(p, \rho, \mu, T, R, t) = 0 \end{array} \right.$$

as condições de contorno para o problema podem ser expressas como:

- A velocidade da partícula no ponto 0 é igual a zero.

$$\text{Eq. [25]} \quad u(0, t) = 0$$

- Na frente explosiva, as condições de contorno têm a forma:

$$\text{Eq. [26]} \quad \left\{ \begin{array}{l} P(R_D, t) = P_D \\ \rho(R_D, t) = \rho_D \\ u(R_D, t) = u_D \end{array} \right.$$

Os valores de P_D , ρ_D e u_D , são desconhecidos; serão avaliados usando-se as leis de conservação de massa, momento e energia na forma integral. Considerando o elemento C na frente de onda explosiva (Figura 34-A). Na Figura 35-B o estado no tempo t; e na Figura 36-C o estado no tempo t+dt são indicados. Sendo que o símbolo D denota a velocidade da frente de onda de detonação e μ_D é a velocidade da massa na frente de onda de detonação.

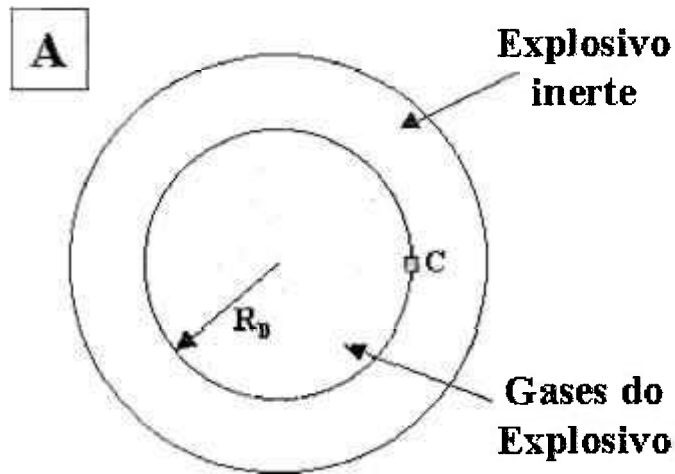


Figura 34- Representação esquemática de uma explosão esférica: **A** no instante t

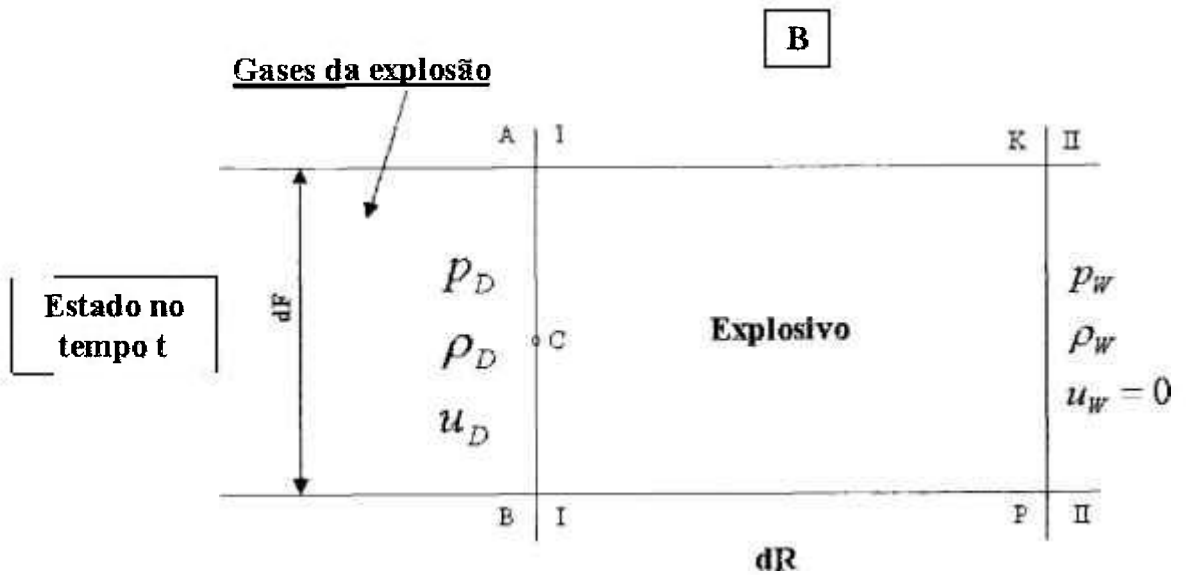


Figura 35- Representação esquemática de uma explosão esférica: **B** corte feito no instante t

massa e pressão na frente de onda e ρ_0, μ_0, p_0 são a densidade, velocidade da massa e pressão na frente de onda de choque, respectivamente. No caso de ondas de choque temos: $\rho_m = \rho_\phi, \mu_m = \mu_\phi, p_m = p_\phi$.

Na frente de onda há uma fina zona de reação onde a energia térmica é depositada. Denota-se a energia específica ("Calor específico") da explosão por Q_w .

Por exemplo para o T.N.T. (Tri-nitrotolueno) que é um explosivo bem conhecido, o seu valor de Q_w é conhecido e o valor da sua velocidade de detonação D também,

tem-se então:
$$Q_w = 4,2 \times 10^6 \frac{\text{J}}{\text{kg}} = 4,27 \times 10^5 \frac{\text{Kpm}}{\text{kg}}$$

Eq. [31]
$$Q_w = E_D - E_w + \frac{P_D + P_w}{2} \left(\frac{1}{\rho_0} - \frac{1}{\rho_w} \right)$$

Q_w vem da lei de conservação da energia.

Tem-se agora três equações para 5 incógnitas: u_D, ρ_D, D, p_D e E_D . Se do sistema de equações (Eq. [24]), usar-se as 2 últimas, deve-se ter 5 equações e 6 incógnitas u_D, ρ_D, D, p_D, E_D e T_D . Então para completar o sistema faz-se o uso da hipótese: $\Phi_1(p_D, \rho_D, \mu_D, t) = 0$. Com isto tem-se então o sistema fechado de 6 equações para o cálculo dos valores de contorno do problema:

Eq. [32]
$$\begin{cases} u_D - \left(1 - \frac{\rho_w}{\rho_D} \right) D \\ p_D - p_w = \rho_w u_D D \\ \frac{p_D}{\rho^* RT} = \varphi(\rho_D) \\ Q_w = E_D - E_w + \frac{P_D + P_w}{2} \left(\frac{1}{\rho_0} - \frac{1}{\rho_w} \right) \\ \Phi_1(p_D, \rho_D, \mu_D, t) = 0 \\ E_D = C_v T_D - \int_{p_0}^{p_D} \left[\frac{\partial p}{\partial t} - p \right] \frac{dp}{\rho} \end{cases}$$

4.5.4. Detonação de Explosivos

4.5.4.1. Relações Básicas

Para se estudar a explosão e suas relações básicas é necessário antes, distinguir-se entre os dois tipos de transformações explosivas mais comuns do ponto de vista da detonação do explosivo:

- A detonação não estacionária (a explosão se propaga a uma velocidade variável).
- A detonação a velocidade constante D ; para a T.N.T (Tri-nitrotolueno), é $D \cong 6800\text{m/s}^{91}$.

A detonação a velocidade constante, (que irá ser chamada simplesmente de detonação daqui para frente), e a detonação não estacionária estão mutuamente relacionadas. Colocou-se iD como a velocidade de partida do processo de explosão, comunicada ao explosivo pelo detonador que é a carga primária ou espoleta.

Há 2 casos possíveis de ocorrer: ${}^iD > D$, velocidade de detonação proveniente da espoleta ser maior que a do explosivo ou ${}^iD < D$, caso contrário.

No 1º caso uma detonação não estacionária irá propagar-se da interface detonador explosivo, cuja velocidade será decrementada continuamente até alcançar o valor de D ; isto ocorre a uma distância l_i' . Para todas as distâncias $l > l_i'$, a velocidade de detonação D será uma constante.

No 2º caso, isto é, para ${}^iD < D$, a velocidade de detonação irá crescer para valores de iD para a interface detonador-explosivo até o valor de D à distância l_i'' da interface. Para $l > l_i''$ a velocidade de detonação será constante e igual a D . Ela poderá ficar no estado que o modo de detonação não estacionária geralmente torna-se modo de detonação estacionário, $D=\text{constante}$. No que se segue, pode-se conceber como o modo de detonação estacionário o qual é geralmente um decisivo fator para qualquer explosão.

Para a solução do problema de detonação é necessário saber a equação de

estado para gases explosivos, isto é, a 4ª equação do sistema da Eq.[24]. A explosão pode ocorrer num explosivo sólido, líquido ou gasoso⁹⁴.

Para explosivos gasosos, $0 < \rho_w \leq 10 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$, e a equação de estado para um gás ideal

$$\text{Eq. [33]} \quad \varphi(\rho) = 1, \quad p = \rho^\circ RT, \quad 0 < \rho_w \leq 10 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$$

pode ser usada.

Para explosivos (gasosos, líquidos ou sólidos) com $10 < \rho_w \leq 1000 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$ a equação de Van der Waal's para gases explosivos pode ser usada para:

$$\text{Eq. [34]} \quad p(1 - V_{\infty}\rho) = \rho^\circ RZ, \quad \varphi(\rho) = \frac{1}{1 - V_{\infty}\rho}, \quad 10 < \rho_w \leq 1000 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$$

onde V_{∞} é o volume específico mínimo do material a pressão infinitamente

$$\text{alta.} \left([V_{\infty}] - \left[\frac{1}{\rho} \right] = \frac{\text{m}^3}{\text{kg}} \right)$$

Para explosivos tendo $\rho_w > 1000 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$, L.D. Landau e K.P. Stanyoukovich comprovaram que é válida a equação da curva politrópica⁹⁵.

$$\text{Eq. [35]} \quad \frac{p}{\rho^K} = a = \text{const.}, \quad K \cong 3, \quad \rho_w > 1000 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$$

Mas o valor exato de K está na faixa de $2,54 \leq K \leq 3$, dependendo do tipo de explosivo.

Tem-se ainda a possibilidade de se mudar o último sistema de equações utilizando-se a equação de Chapmann-Jouget

$$\text{Eq. [36]} \quad D - u_D = c_{ZD}$$

sendo c_{ZD} a velocidade do som local para os gases da explosão, que podem ser

$$\text{calculados pela relação: } c_{ZD}^2 = \frac{dp}{d\rho}$$

Assim adicionando-se as equações: Eq.[33] através da Eq.[34] e Eq.[35] o sistema (Eq.[24]) poderá ser resolvido, com os parâmetros da frente de onda de detonação sendo determinados das condições de contorno Eq.[25], Eq.[26].

Após os cálculos, obtêm-se as seguintes equações para os explosivos na faixa $10 < \rho_w \leq 1000 \text{ kg/m}^3$

$$\text{Eq. [37]} \quad \begin{aligned} \rho_D &= \frac{\hat{k} + 1}{\hat{k} + \rho_w V_\infty} \rho_w, & p_D - p_w &= \frac{1 - \rho_w V_\infty}{\hat{k} + 1} \rho_w D^2 \\ u_D &= \frac{1 - \rho_w V_\infty}{\hat{k} + 1} D, & c_{zD} &= \frac{\hat{k} + \rho_w V_\infty}{\hat{k} + 1} D \\ Q_w &= \frac{(1 - \rho_w V_\infty)^2}{2(\hat{k}^2 - 1)} D^2, & T_D &= \frac{p_D (1 - \rho_w V_\infty)}{\rho_w R} \end{aligned}$$

onde tem-se: $\hat{k} = \frac{c_p}{c_v} = \frac{1,16}{1,33}$ para uma grande gama de explosivos e Q_w é a energia relativa do explosivo. Na Eq.[37] se fizermos o valor de $V_\infty = 0$, obtêm-se as relações para o 1º grupo de explosivos $0 < \rho_w \leq 10 \text{ kg/m}^3$

Para o 3º grupo de explosivos $\rho_w > 1000 \text{ kg/m}^3$ basta substituir-se na Eq.[37] $V_\infty = 0$, \hat{k} por k e omitir-se os duas últimas equações; pois as equações de estado não são dadas. Então a temperatura e a velocidade de detonação não poderão ser determinadas; estas grandezas serão obtidas experimentalmente. O sistema fica:

$$\text{Eq. [38]} \quad \begin{aligned} \rho_D &= \frac{k + 1}{k} \rho_w, & p_D - p_w &= \frac{\rho_w D^2}{k + 1} \\ u_D &= \frac{D}{k + 1}, & c_{zD} &= \frac{kD}{k + 1} \end{aligned}$$

Como a velocidade de detonação depende da densidade do explosivo sólido, tem-se a seguinte relação experimental:

$$\text{Eq. [39]} \quad \frac{D}{\bar{D}} = \left(\frac{\rho_w}{\bar{\rho}_w} \right)^{\alpha_w}$$

com $0,7 \leq \alpha_w \leq 1,0$. No caso do T.N.T. tem-se $\alpha_w = 0,77$; com as velocidades D e \bar{D}

correspondendo às densidades ρ_w e $\bar{\rho}_w$, respectivamente. Para o valor do expoente a Eq.[27] vem após usar-se as duas equações acima:

$$\text{Eq.}[40] \quad k = 2\alpha_w + 1$$

No presente estudo o explosivo em questão é a água, que com sua densidade de aproximadamente $\rho_{\text{Água}} \cong 1000 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$, está posicionada no segundo grupo; onde *a priori* tem-se $[V_\infty] = \left[\frac{1}{\rho} \right] = \text{m}^3/\text{kg}$, mas como neste caso a água sofre uma transformação especial, tornando-se plasma, pode-se colocar também $V_\infty = 0$, sem perda de generalidade e auxiliando na simplificação do problema.

Até aqui fez-se um tratamento geral ao problema da explosão, mas para o caso da ablação explosiva em particular, tem-se um tratamento ainda mais específico, que veremos à seguir.

4.5.5. Os efeitos da explosão no meio

Estes meios teóricos, compressíveis e incompressíveis, são importantes para a compreensão e dedução das relações matemáticas, mas logicamente não retratam os meios encontrados na realidade. São relações que com adaptações e bom senso também podem ser utilizadas para os meios reais, dentro de certas limitações. Para o caso do esmalte dentário interessa muito o comportamento dos materiais ditos sólidos ou incompressíveis.

4.5.5.1. Explosão num meio incompressível

4.5.5.1.1. Meio hipoteticamente não limitado

Para o meio ilimitado se aplica a equação $\rho = \rho_0 = \text{constante}$; sendo que a primeira equação do sistema de equações [Eq.[24]] para o movimento do meio fica

$$\text{Eq. [41]} \quad \frac{\partial u}{\partial R} + \frac{(\nu - 1)u}{R} = 0 \quad \text{ou} \quad \frac{du}{R} + \frac{(\nu - 1)u}{R} dR = 0$$

que após ser trabalhada pela integração fornece

$$\text{Eq. [42]} \quad \ln u + (\nu - 1) \ln R = \ln f(t) \quad \text{ou} \quad uR^{(\nu - 1)} = f(t)$$

mas para $t = 0 \Rightarrow R = R_w$, $u = u_x$, e da equação acima

$$\text{Eq. [43]} \quad f(t) = f(0) = u_x R_w^{(\nu - 1)} = \text{const}, \quad uR^{(\nu - 1)} = u_x R_w^{(\nu - 1)}$$

$$\text{Eq. [44]} \quad \frac{u}{u_x} = \left(\frac{R_w}{R} \right)^{(\nu - 1)}$$

no caso de uma explosão esférica $\nu = 3$ e tem-se

$$\text{Eq. [45]} \quad \frac{u}{u_x} = \left(\frac{R_w}{R} \right)^2$$

Agora assume-se que a energia da explosão é entregue instantaneamente no tempo $t = 0$ e que é convertida na energia da frente de onda explosiva, com isto, para o instante $t = 0$, a onda se expande por todo o espaço, ou seja $dp = 0 \Rightarrow c_z = \infty$ e a equação da energia fica

$$\text{Eq. [46]} \quad W = \frac{4}{3} \pi \rho_w R_w^3 Q_w = 4\pi \int_{R_w}^{\infty} R^2 \frac{\rho u^2}{2} dR$$

$$W = 4\pi \frac{\rho}{2} \int_{R_w}^{\infty} R^2 u_x^2 \left(\frac{R_w}{R} \right)^4 dR = 2\pi \rho u_x^2 R_w^3$$

$$\text{Eq. [47]} \quad u_x = \sqrt{\frac{2\rho_w Q_w}{3\rho}}$$

Um conceito muito importante para este t3pico 3 e o da densidade de trabalho de arrancamento $T_{r\text{m3x}}^{\text{cin3t}}$, que denota a quantidade de trabalho necess3ria para provocar dist3rbio em uma unidade de massa.

Caso a onda explosiva transfira para a unidade de volume do meio um montante de energia $K = \rho u^3 / 2 \geq T_{r\text{m3x}}^{\text{cin3t}}$ o dist3rbio na unidade de massa ir3 ocorrer. Ent3o o valor da velocidade dado por

$$\text{Eq. [48]} \quad u = u_x = \sqrt{\frac{2T_{r\text{m3x}}^{\text{cin3t}}}{\rho}}$$

3 e chamado como: *velocidade cr3tica*, acima ou abaixo da qual, respectivamente, o dist3rbio poder3 ou n3o ocorrer.

Logicamente quando se est3 a grandes dist3ncias da carga $K < T_{r\text{m3x}}^{\text{cin3t}}$ (K 3 e a energia cin3tica associada) e a pequenas dist3ncias $K > T_{r\text{m3x}}^{\text{cin3t}}$. Em termos de dist3ncias temos o raio $R = R_{kr}$ (poderia ser o raio cr3tico), onde o valor $K = T_{r\text{m3x}}^{\text{cin3t}}$, 3 e o valor que separa a *zona de dist3rbio* $R \leq R_{kr}$, da *zona n3o afetada* $R \geq R_{kr}$ (R_{kr} 3 e o raio cr3tico associado 3 energia cr3tica). Pode-se Ter

$$\text{Eq. [49]} \quad \frac{u}{u_x} = \left(\frac{R_w}{R} \right)^2$$

$$\frac{R_w}{R_{kr}} = \left(\frac{u_{kr}}{u_x} \right)^{1/2}$$

$$W = \frac{4}{3} \pi \rho_w R_w^3 = \frac{4}{3} \pi \rho_w \left(\frac{u_{kr}}{u_x} \right)^{3/2} R_{kr}^3$$

$$\text{Eq. [50]} \quad W = K_{kr} B R_{kr}^3, \quad R_{kr} = \sqrt[3]{\frac{W}{K_{kr}}}, \quad K_{kr} = \frac{4}{3} \pi \rho_w \left(\frac{u_{kr}}{u_x} \right)^{3/2}$$

4.5.5.1.2. Meio limitado por uma superfície livre

Pela Figura 37- Diagramas das cargas e velocidades temos que a onda, incidente e refletida na superfície livre, se expande imediatamente através de todo o meio $C_z = \infty$. O movimento da onda de dilatação refletida é idêntico ao devido a uma carga imaginária(-W) a qual produz uma área de deformação análoga à carga W, mas num sentido oposto. Para os vetores velocidade num ponto C arbitrário do meio tem-se as seguintes expressões : W é a carga do explosivo, no caso específico é a energia absorvida pela água no interior do esmalte dentário presente entre os cristais da hidroxiapatita.

Da lei de conservação das massas; $4\pi R_w^2 u_x \rho = 4\pi R^2 u \rho$ de onde se tirou a relação $u = u_x \left(\frac{R_w}{R} \right)^2$

e as equações de velocidades são⁹⁴:

$$\text{Eq. [51]} \quad \dot{u}_1 = \left(\frac{R_w}{R_1} \right)^2 \dot{u}_{x1}, \quad \dot{u}_2 = \left(\frac{R_w}{R_2} \right)^2 \dot{u}_{x2}, \quad \bar{u} = \bar{u}_1 + \bar{u}_2$$

No ponto B temos, $\bar{u} = \bar{u}_{kr}$ e

$$\text{Eq. [52]} \quad \bar{u}_1 = \left(\frac{R_w}{R_{kr}} \right)^2 \bar{u}_x, \quad \bar{u}_2 = - \left(\frac{R_w}{R_{kr} + 2W} \right)^2 \bar{u}_x$$

$$\text{Eq. [53]} \quad \bar{u} = \bar{u}_1 + \bar{u}_2 = \left(\frac{R_w}{R_{kr}} \right)^2 \bar{u}_x - \left(\frac{R_w}{R_{kr} + 2W} \right)^2 \bar{u}_x = \left(\frac{R_w}{R_{kr}} \right)^2 \left[1 - \left(1 + \frac{2W}{R_{kr}} \right)^{-2} \right] \bar{u}_x$$

$$\text{Eq. [54]} \quad \frac{R_w}{R_{kr}} = \left\{ \frac{\bar{u}_{kr}}{\bar{u}_x} \left[1 - \left(1 + \frac{2W}{R_{kr}} \right)^{-2} \right] \right\}^{-1/2}$$

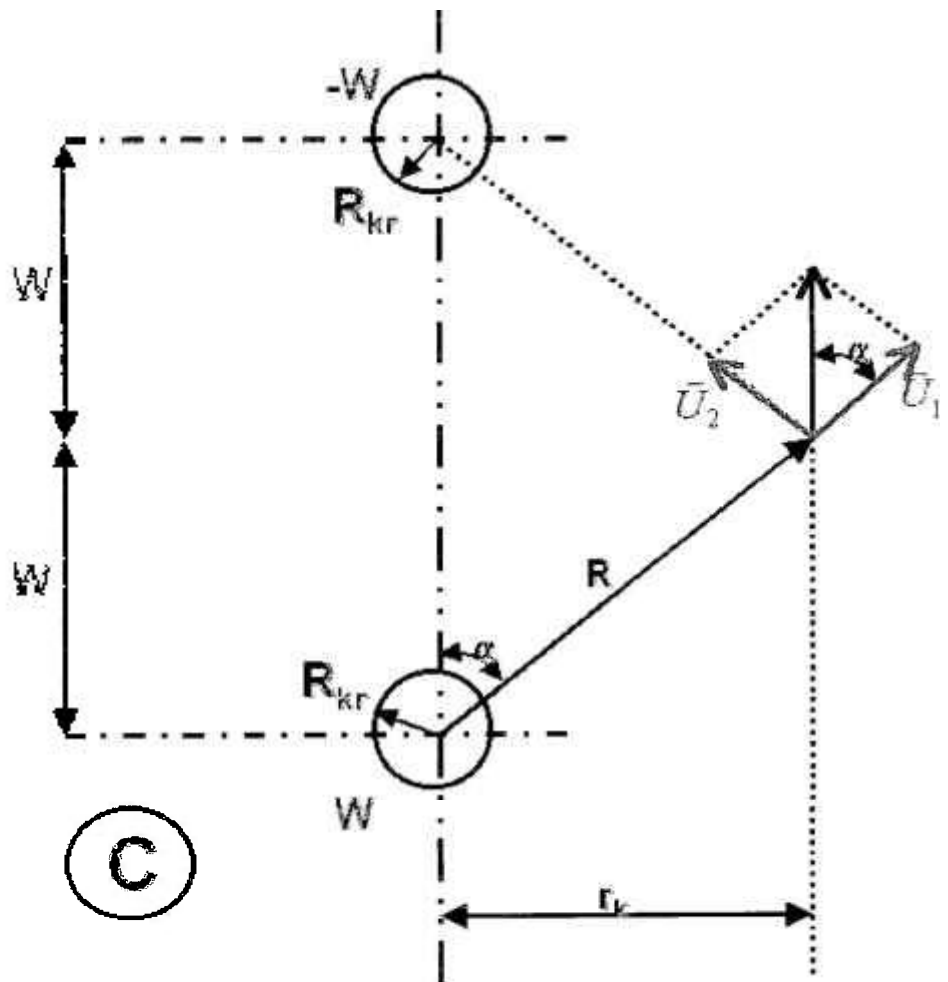


Figura 39- Diagramas de velocidades na borda da superfície

A carga é então determinada pela relação:

$$\text{Eq. [55]} \quad W = \frac{4}{3} \pi \rho_w R_w^3 = \frac{4}{3} \pi \rho_w \left(\frac{\bar{u}_w}{\bar{u}_c} \right)^3 \left[1 - \left(1 + \frac{2W}{R_{kr}} \right)^{-3} \right] \cdot R_{kr}^3 = K_{kr} B R_{kr}^3,$$

$$R_{kr} = \left[1 - \left(1 + \frac{2W}{R_{kr}} \right)^{-3} \right]^{-1/3}$$

onde tem-se K_{kr} e B como coeficientes.

4.5.5.1.3. Cratera de explosão num meio incompressível

Quando uma explosão ocorre a uma profundidade w sob a superfície, uma cratera de explosão é produzida (Figura 38). Agora se considera o ponto mais profundo da cratera, o ponto B na borda da cratera, onde as seguintes relações são mantidas:

$$\mathbf{Eq. [56]} \quad \bar{u}_1 = \begin{pmatrix} R_w \\ R \end{pmatrix}^2 \bar{u}_{x1}, \quad \bar{u}_2 = \begin{pmatrix} R_w \\ R \end{pmatrix}^2 \bar{u}_{x2}, \quad |\dot{u}_{x1}| - |\dot{u}_{x2}| = \dot{u}$$

$$\mathbf{Eq. [57]} \quad \bar{u} = \bar{u}_1 + \bar{u}_2, \quad |\bar{u}| = u = 2u_1 \cdot \cos \varphi$$

A cratera é produzida fora da condição $u = u_{kr}$, então

$$u_{kr} = 2u_x \cdot \left(\frac{R_w}{R} \right)^2 \cos \varphi$$

$$R - \sqrt{(r_k^2 - w^2)} = w \sqrt{\left(\frac{r_k}{w} \right)^2 + 1} = w \sqrt{n^2 + 1}$$

$$n = \frac{r_k}{w} \quad (\text{característica de forma da cratera})$$

$$\mathbf{Eq. [58]} \quad \cos \varphi = \frac{w}{R} = \frac{w}{w \sqrt{n^2 + 1}} = \frac{1}{\sqrt{n^2 + 1}}$$

da Eq.[58], seguem as equações:

$$\mathbf{Eq. [59]} \quad u_{kr} = 2u_x \cdot \left(\frac{R_w}{R} \right)^2 \cos \varphi$$

$$\mathbf{Eq. [60]} \quad \frac{R_w}{w} = \left(\frac{u_{kr}}{u_x} \right)^{\frac{1}{2}} \cdot \left(\frac{1}{2} \right)^{\frac{1}{2}} \cdot (n^2 + 1)^{\frac{3}{4}} = (2)^{\frac{1}{4}} \cdot \left(\frac{u_{kr}}{u_x} \right)^{\frac{1}{2}} \cdot \left(\frac{n^2 + 1}{2} \right)^{\frac{3}{4}}$$

para a magnitude da carga W , tem-se:

$$\text{Eq. [61]} \quad W = \frac{4}{3} \pi \rho_w R_w^3 = \frac{4}{3} \pi \rho_w (2)^{\frac{3}{4}} \left(\frac{u_{Kr}}{u_v} \right)^{\frac{3}{2}} \left(\frac{n^2 + 1}{2} \right)^{\frac{9}{4}} = K f(n) w^3$$

$$K = (2)^{\frac{3}{4}} k_{Kr}, \quad f(n) = \left(\frac{n^2 + 1}{2} \right)^{\frac{9}{4}}$$

como tem-se que $n = \frac{r_k}{w}$, a equação anterior pode ser posta na forma $W = K f(n) \frac{r_k^3}{w^3}$, mas se $r_k = \text{const.}$ e w varia, então para $w < 0$ a maioria da energia é dispersada no ar e a carga W deve ser grande para alcançar o valor r_k .

Com o aumento da profundidade w , a carga necessária para produzir a cratera num primeiro instante decresce e então cresce de valor novamente. Um valor ótimo para a profundidade da carga, $w_{\text{ótimo}}$, que produzirá uma determinada cratera deve existir.

Esse valor existe e corresponde a carga mínima necessária, com esta condição podemos otimizar a equação para uma condição de mínimo;

$$\text{Eq. [62]} \quad \frac{dW}{dn} = 0 \Rightarrow \frac{dW}{dn} = K r_k^3 \left[\frac{1}{n^3} \frac{df(n)}{dn} + f(n) \cdot \frac{d}{dn} \left(\frac{1}{n^3} \right) \right] = 0$$

$$\frac{dW}{dn} = K r_k^3 \frac{1}{n^6} \left[n^3 \frac{df(n)}{dn} - 3n^2 f(n) \right] = 0$$

$$f(n) = \left(\frac{n^2 + 1}{2} \right)^{\frac{9}{4}}, \quad \frac{df(n)}{dn} = 2n \cdot \frac{9}{4} \cdot 2^{-\frac{9}{4}} (n^2 + 1)^{\frac{5}{4}}$$

isolando tem-se

$$n \frac{df(n)}{dn} - 3f(n) = 0 \Rightarrow \left| 2n^2 \cdot \frac{9}{4} \cdot 2^{-\frac{9}{4}} (n^2 + 1)^{\frac{5}{4}-1} - 3 \frac{(n^2 + 1)^{\frac{9}{4}}}{2^{\frac{9}{4}}} \right| = 0$$

$$\frac{2n^2 \cdot 9 \cdot (n^2 + 1)^{\frac{5}{4}} - 3 \cdot 4 \cdot (n^2 + 1)^{\frac{9}{4}}}{4 \cdot 2^{\frac{9}{4}}} = 0 \Rightarrow \frac{2 \cdot 3 \cdot (n^2 + 1)^{\frac{5}{4}} [3n^2 - 2 \cdot (n^2 + 1)]}{4 \cdot 2^{\frac{9}{4}}} = 0$$

$$3n^2 - 2n^2 - 2 = 0 \Rightarrow n^2 - 2 = 0 \Rightarrow n = \pm \sqrt{2}$$

$$\text{Eq. [63]} \quad n = n_{\text{ótimo}} = \sqrt{2}$$

Na prática a literatura⁹¹ cita que o $n_{\text{ótimo}} \cong 2$, atribuindo a imprecisão, que cresce nos cálculos, da suposição inicial de que $\rho = \text{const}$. A vantagem da Eq.[61] é que até para uma considerável mudança na profundidade ótima a mudança no raio da cratera é muito pequena.

4.5.6. Resolução do problema

Primeiramente serão calculados alguns valores a partir das crateras obtidas experimentalmente neste estudo.

Da observação da interação laser-esmalte por meio de fotos ultra rápidas tem-se que a velocidade de ejeção fica por volta de: $800 \frac{\text{m}}{\text{s}} \leq \text{Velocidade} = u \leq 1000 \frac{\text{m}}{\text{s}}$.

Das observações feitas com o material irradiado por ocasião deste trabalho, obteve-se:

$$r_k \cong 100 \mu\text{m};$$

$$w + R_{kr} \cong 260 \mu\text{m} \Rightarrow \begin{cases} w \cong 250 \mu\text{m} \\ R_{kr} \cong 10 \mu\text{m} \end{cases}$$

$$n = \frac{r_k}{w} = \frac{100}{250} \cong 0,4;$$

$$R = \sqrt{r_k^2 + w^2} = \sqrt{100^2 + 250^2} \cong 269,26 \mu\text{m} \quad \cos \phi = \frac{W}{R} = \frac{250}{269,26} = 0,92847;$$

$$u = 2.u_1 \cdot \cos \phi \Rightarrow 1200 = 2.u_1 \cdot 0,9285 \Rightarrow u_1 \cong 646,2 \frac{\text{m}}{\text{s}}.$$

Com estes valores experimentais calcula-se a quantidade de água presente no esmalte para produzir este fenômeno, sendo que esta consideração é uma das hipóteses do modelamento do problema e para isto usamos o gráfico da Figura 4 onde tem-se a absorção da água muito maior que a da hidroxiapatita.

Além disso tem-se o gráfico da Figura 6 onde observa-se que o principal efeito que ocorre no esmalte para o comprimento de onda do laser de Ho:YLF é o da absorção,

que logicamente só pode ser da água presente no esmalte.

Então tem-se uma base sólida para concluir que a água é o principal elemento responsável pelo fenômeno da ablação explosiva no esmalte.

Por isso o cálculo de sua quantidade presente no esmalte pode dar a idéia de quanto o modelamento se aproxima da realidade, para um relacionamento futuro entre a energia empregada e a formação da cratera e seu tamanho⁴⁵.

Neste ponto do problema possui-se uma equação e duas incógnitas, e com o auxílio da lei de conservação da quantidade de movimento consegue-se solucionar o problema.

Obteve-se então a seguinte equação:

$$M_{\text{água}} \cdot \bar{U}_{x1} = M_{\text{total}} \cdot U_1 \Rightarrow R_{w \text{ Teórico}}^3 \cong \frac{r_k^2 (w + R_{kr})}{4} \cdot \left(\frac{U_1}{U_{x1}} \right) \cdot \frac{\rho_{\text{esmalte}}}{\rho_{\text{água}}}; \text{ mas } \frac{U_1}{U_{x1}} = \left(\frac{R_w}{R} \right)^2$$

onde pode-se avaliar um valor teórico para R_w :

$$R_{w \text{ Teórico}} \cong 25,1 \mu\text{m}$$

Comparação com o resultado experimental.

Com os valores obtidos na literatura tem-se para o Laser de Nd:YAG: velocidade de ejeção entre 800 e 1200m/s com pressões da ordem de 50 a 1000 atm para densidade de energia de 2 a 20 J/cm² ⁶.

Utilizou-se então um valor aproximado para a ejeção de material com laser de hólmio: 1000m/s.

Calculando-se o valor de R_w para o laser de Ho:YLF pela composição química do esmalte, onde a parte de água é de 2,8% em massa.

A massa total extraída que foi aproximada pelo cálculo do volume de um cone, que é semelhante à cratera, é:

$$\text{Massa Total} = 72,8 \cdot \frac{\pi}{3} \times 10^{-10} \text{ Kg}$$

Cálculo de R, raio da esfera de água presente no esmalte:

$$\frac{4}{3} \cdot \pi \cdot R_w^3 \cdot \rho_{\text{água}} = \text{MassaTotal} \Rightarrow R_w^3 \cong 4,186 \times 10^{-14} \text{ m}^3 \Rightarrow R_{w\text{-exp}} \cong 34,7 \mu\text{m}$$

O resultado fornecido pelo modelo foi: $R_{w\text{-Teórico}} \cong 25,1 \mu\text{m}$

Com isto verificou-se que o modelamento se aproximou satisfatoriamente do valor experimental e como neste modelamento praticamente não se considerou as perdas de energia o modelamento necessitou de um menor volume de água para produzir uma mesma cratera.

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

No item 5.1. são apresentados resultados de um estudo piloto acerca da variação das concentrações de cálcio, fósforo, oxigênio e flúor, sem ligação experimental nenhuma com a parte prática de microdureza na superfície do esmalte dentário. A razão da realização deste estudo piloto reside no fato de que Ca, P e O são os componentes encontrados em maior quantidade da hidroxiapatita e o último deles se relaciona diretamente com a capacidade do esmalte resistir ao ataque microbiano. Estes resultados podem ser um indício de como o esmalte dentário se comporta sob diferentes formas de atuação em sua superfície.

5.1. RESULTADOS GERAIS DE VALORES DE CONCENTRAÇÃO DE Ca, P, O E F.

Os resultado das medidas de concentração relativas de átomos de cálcio, fósforo e flúor estão apresentados nas Tabela 1 e Tabela 2. A Tabela 1 mostra os dados para as amostras controle, não submetidas a nenhum tipo de tratamento. A Tabela 2 mostra os resultados para as mesmas amostras da Tabela 1, porém, após terem sido submetidas cada qual a um tipo de tratamento.

Tabela 1- Concentração dos elementos químicos Ca, P, O e F, presentes no esmalte do grupo de controle

Concentração dos átomos em %	Grupo I	Grupo II	Grupo III	Grupo IV
Ca	39,6	39,1	40,8	36,1
P	17,9	17,4	18,2	16,8
O	42,1	43,0	41,0	46,3
F	0,40	0,49	0,29	0,75

Tabela 2- Concentração dos elementos químicos Ca, P, O e F, presentes no esmalte das mesmas amostras da Tabela 1, após vários tipos de tratamento

	Grupo I	Grupo II	Grupo III	Grupo IV
Concentração dos átomos em %	Apenas HClO ₄	Flúor + HClO ₄	Laser+HClO ₄	Laser+Flúor+HClO ₄
Ca	36.0	38.1	40.1	35.0
P	17.1	17.8	18.3	14.7
O	47.0	43.0	41.2	49.0
F	1.1	0.9	0.40	1.6

Quando observamos mudanças nas porcentagens relativas dos compostos químicos de maneira não uniforme, isto é, enquanto um componente tem sua porcentagem aumentada os outros têm as suas diminuídas, pode-se dizer que temos neste local composição química diferente da anterior ou ainda que os componentes encontrem-se em uma fase diferente da inicial.

No grupo I observa-se uma descalcificação com perda de fósforo, aumento da porcentagem de oxigênio e aumento na porcentagem de flúor, indicando que houve uma mudança na estrutura química do esmalte dentário superficial uma vez que as variações não foram uniformes. A detecção do flúor por este método é pouco precisa devido a seu baixo número atômico.

No grupo II a porcentagem de O ficou inalterada ocorrendo um acréscimo notável do flúor. A pequena variação nas porcentagens de Ca e P pode indicar ter ocorrido uma mudança de fase na superfície do esmalte.

No grupo III ocorreram pequenas variações nas porcentagens de Ca, P e O; a porcentagem de Ca foi a única que diminuiu e houve um aumento significativo de F, também podendo indicar a ocorrência de mudança de fase na superfície do esmalte.

No grupo IV foi onde ocorreu a variação mais pronunciada na porcentagem de P conjuntamente com a porcentagem de O, variando também a porcentagem de Ca numa proporção menor. A porcentagem de F também teve um aumento significativo. Podendo-se afirmar que foi o grupo onde observou-se a maior variação conjunta. Estes valores são compatíveis com a maior possibilidade de mudança de fase na superfície do esmalte.

Como estes grupos de amostras eram apenas um piloto para nortear trabalhos futuros do grupo, os resultados dos mesmos não foram tratados com ferramenta estatística, e isto implica que ao mesmo tempo que fornece valores muito interessantes estes dados são passíveis de erros estatísticos não depurados.

Nota-se que nos quatro grupos, após a aplicação tópica de flúor e ataque com ácido, detectou-se aumento na presença de flúor, indicando um esmalte mais resistente quimicamente contra o ataque do ácido produzido pelos microorganismos causadores da cáries dentária.

5.2. RESULTADOS DAS MEDIDAS DE MICRODUREZA E COMENTÁRIOS

As medidas de microdureza foram feitas segundo o esquema apresentado na Figura 21, mas sem haver uma correlação entre as posições das identações de mesma numeração. As identações neste aspecto foram feitas aleatoriamente, obedecendo a critérios visuais e geométricos.

5.2.1. Gráficos dos valores de microdureza das amostras

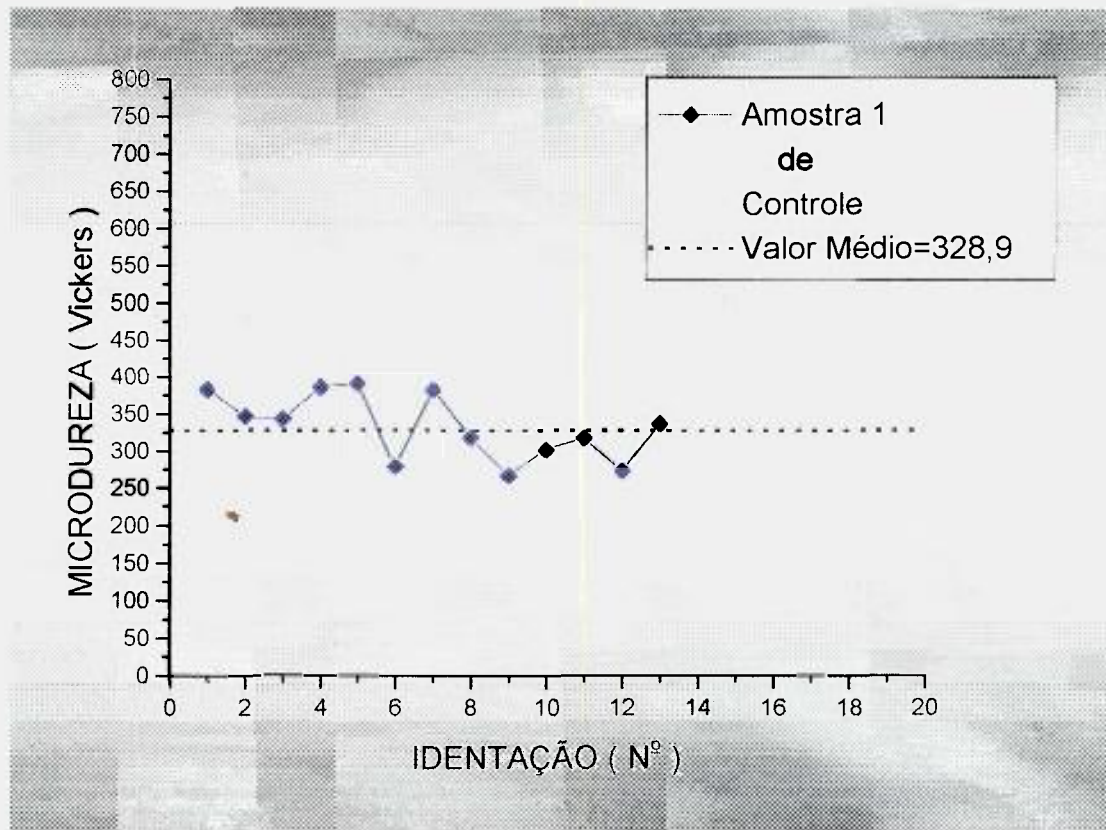


Figura 40- Amostra 1 de Controle

Para a amostra 1, de controle, obteve-se um conjunto de medidas comportado, com pequena dispersão, que se traduz no desvio padrão pequeno em relação à média.

Nesta amostra não se conseguiu obterem as 20 medidas pois a região de indentação era muito pequena e apresentava falhas. No estudo estatístico rigoroso, feito com 8 amostras, os valores desta amostra foram descartados.

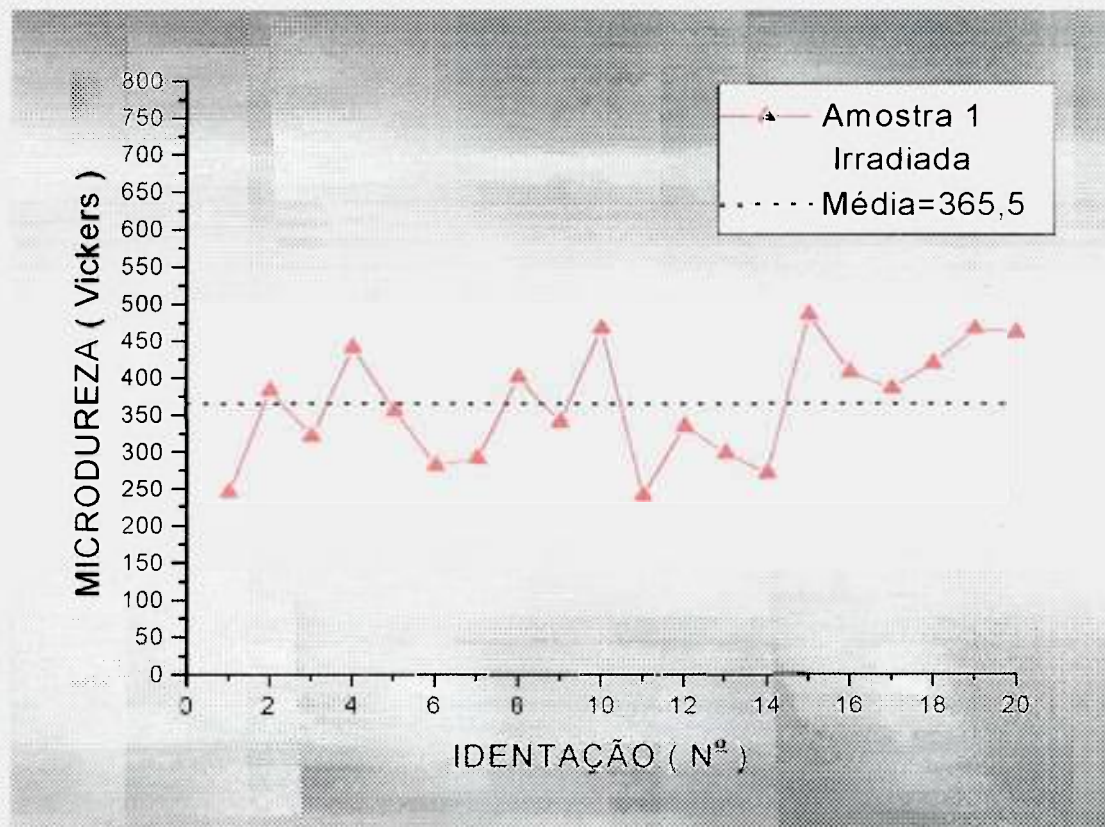


Figura 41- Amostra 1 Irradiada

Para a amostra 1, irradiada, obteve-se uma diferença significativa entre sua média e a de controle, embora as medidas da amostra irradiada apresentassem uma dispersão, que se traduz no desvio padrão, maior que a da amostra padrão. Mas dentro de níveis seguros. As 11ª e 15ª medidas foram as que mais se afastaram da média. Podem ter sido feitas em condições pouco adequadas.

O aumento percentual da microdureza em relação a de controle para esta amostra foi de 11,13%.

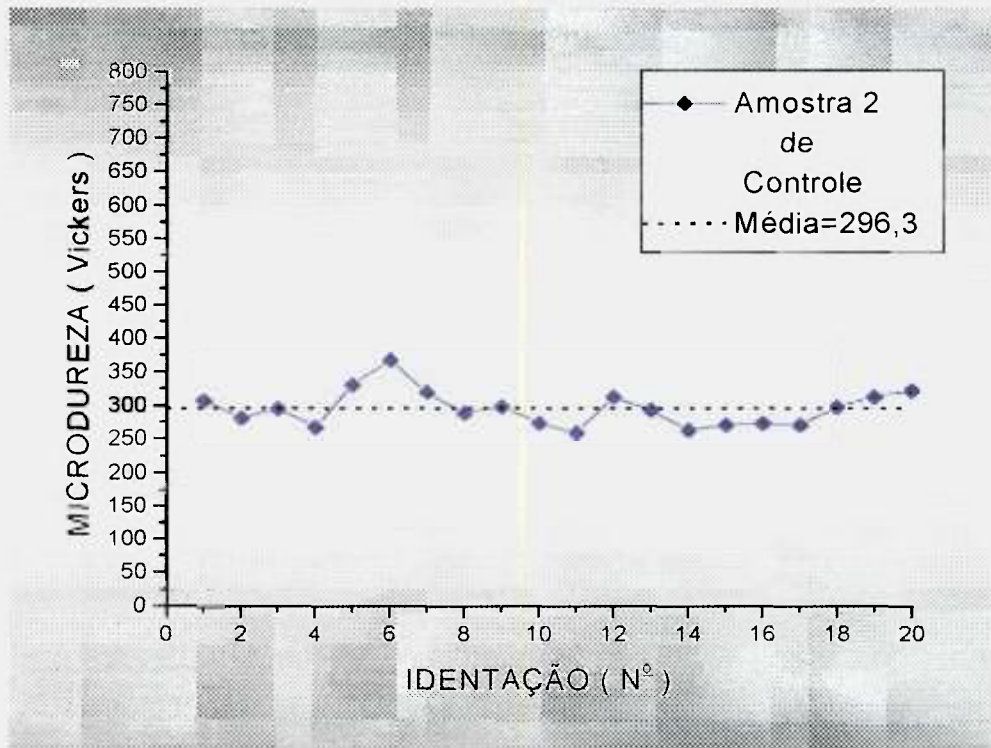


Figura 42- Amostra 2 de Controle

Os resultados de microdureza nesta amostra se mostraram os com menor dispersão. Isto nos dá uma boa confiabilidade com relação aos valores obtidos.

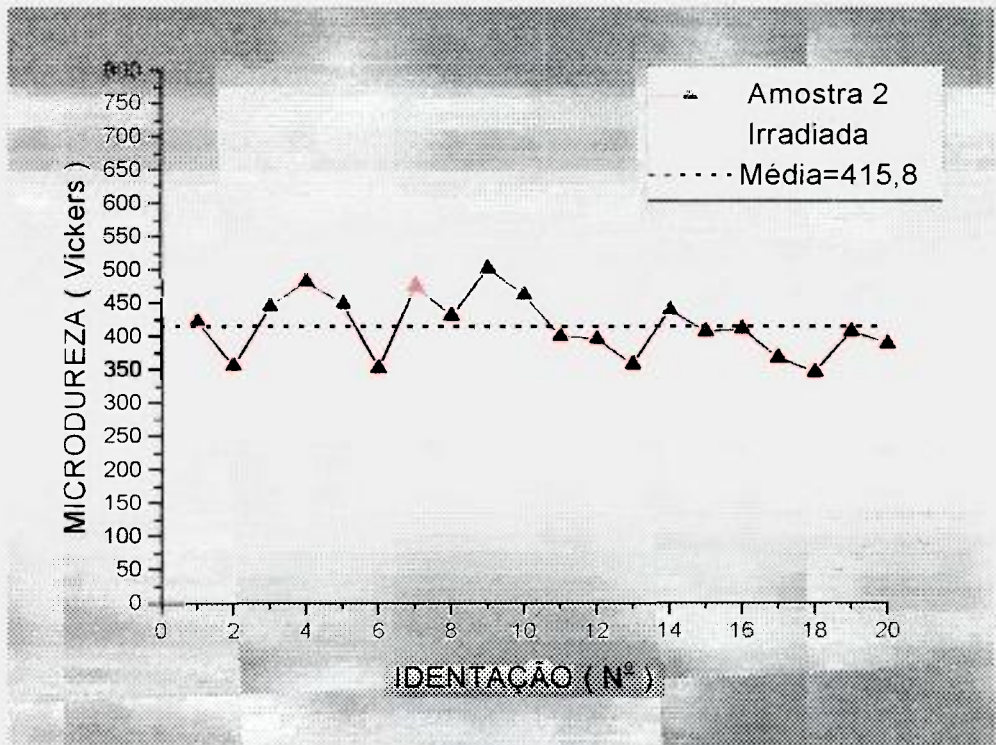


Figura 43- Amostra 2 Irrradiada

Os resultados de microdureza nesta amostra também se mostraram os com menor dispersão entre as irradiadas. Isto nos dá uma boa segurança com relação aos valores obtidos.

O aumento percentual da microdureza em relação à controle para esta amostra foi de 40,33%.

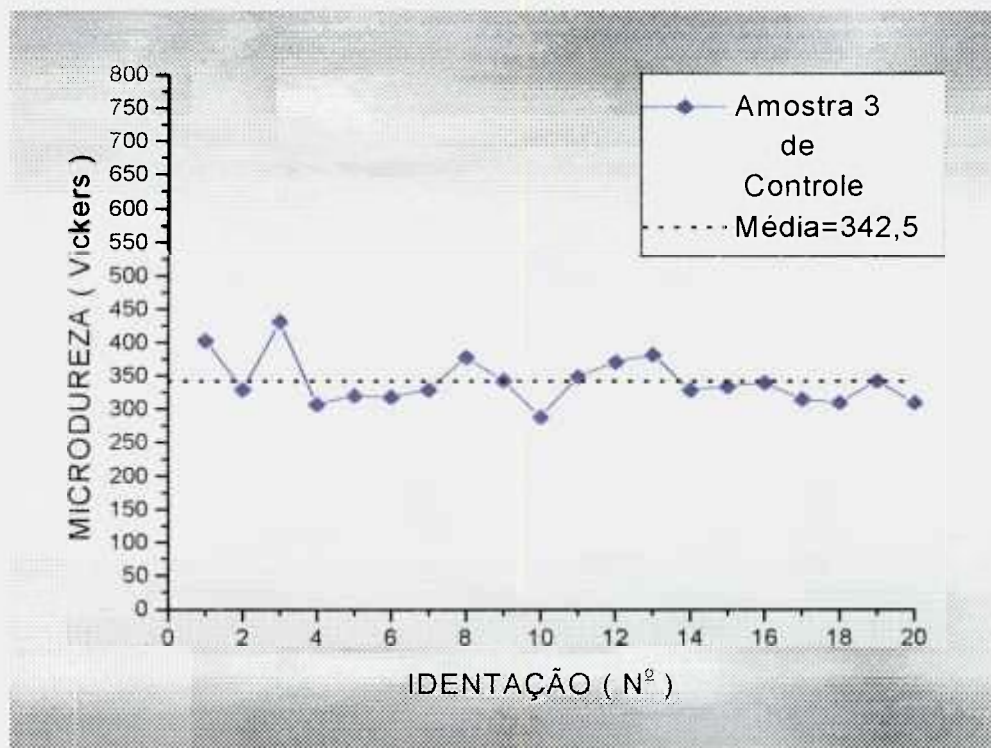


Figura 44- Amostra 3 de Controle

Nesta amostra de controle obteve-se um resultado bem comportado, apenas a 3ª medida ficou um pouco mais afastada da média.

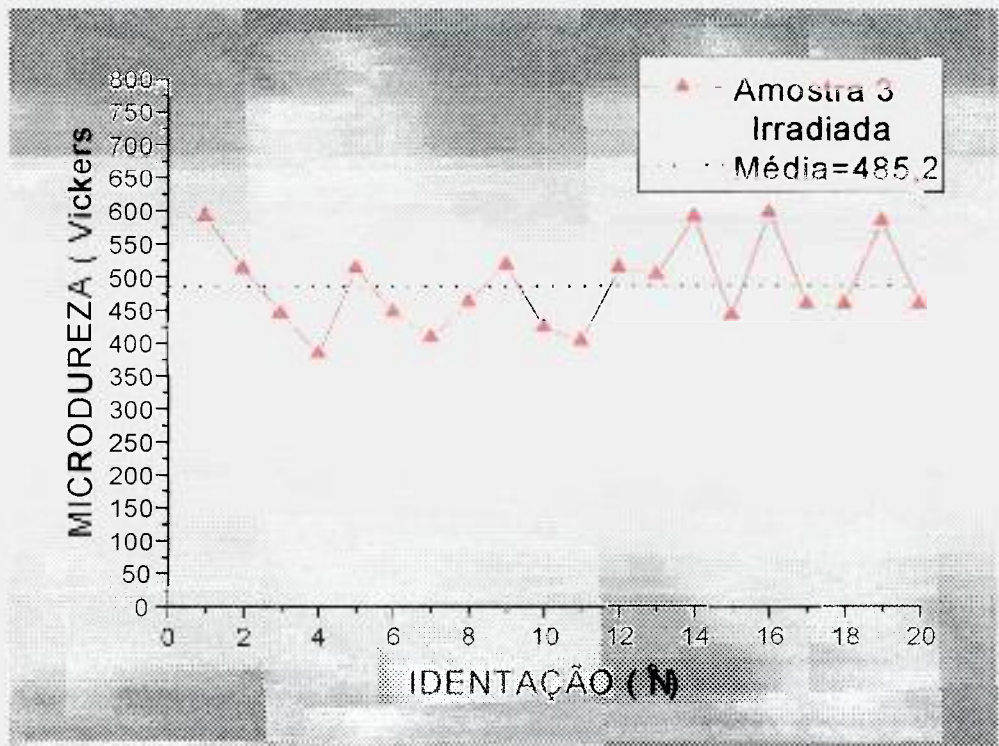


Figura 45- Amostra 3 Irradiada

Nesta amostra o comportamento das medidas ficou mais instável que a amostra de controle, podendo ser atribuído a uma grande variação na estrutura da hidroxiapatita.

O aumento percentual da microdureza em relação a de controle para esta amostra foi de 41,66%, o maior aumento de todas.

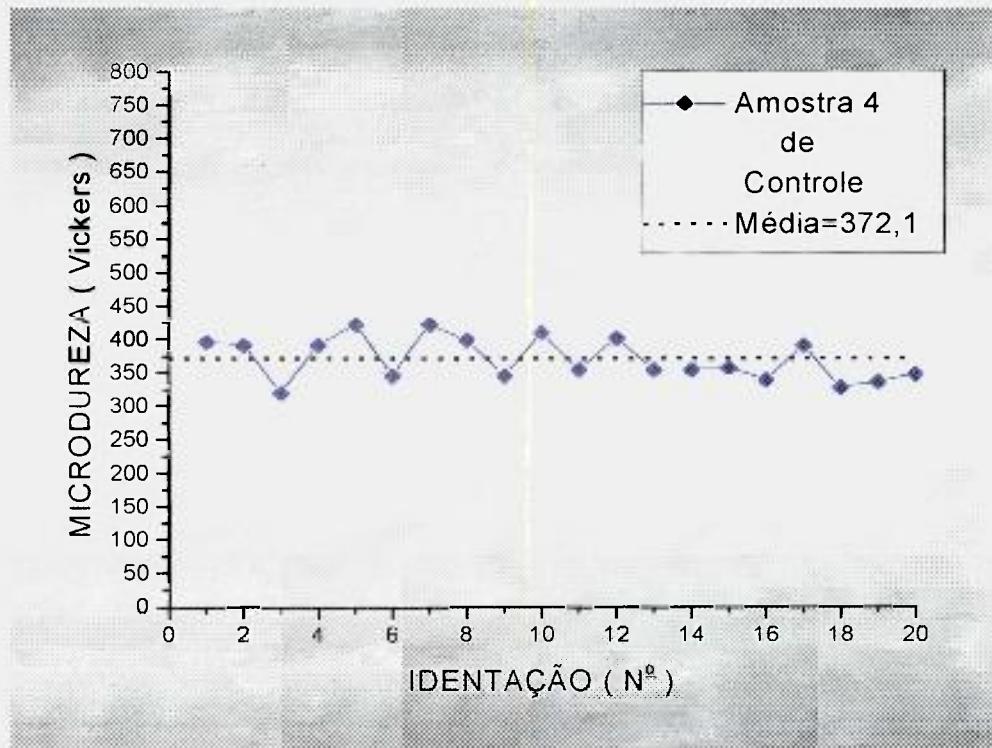


Figura 46- Amostra 4 de Controle

Esta amostra apresentou um comportamento regular com relação às medidas de microdureza.

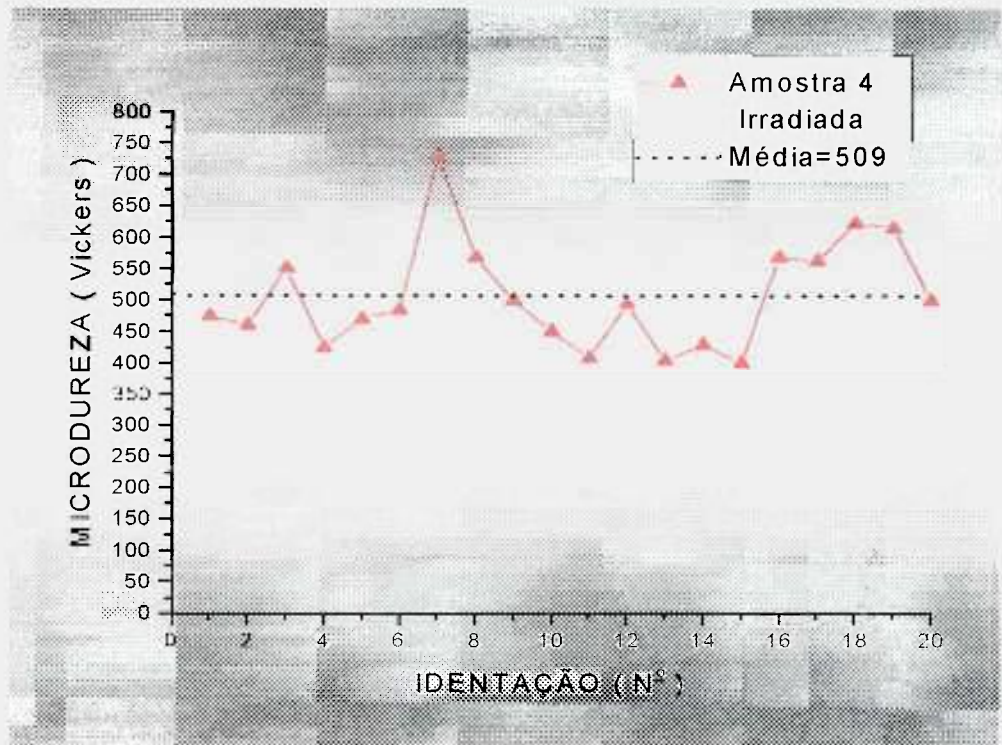


Figura 47- Amostra 4 Irradiada

Esta amostra apresentou uma dispersão muito mais pronunciada que a respectiva amostra de controle, sendo que a 7ª medida de indentação ficou bem afastada da média, podendo ser devido a uma falha no esmalte ou imprecisão na parte experimental.

O aumento percentual da microdureza em relação à controle para esta amostra foi de 36,79%.

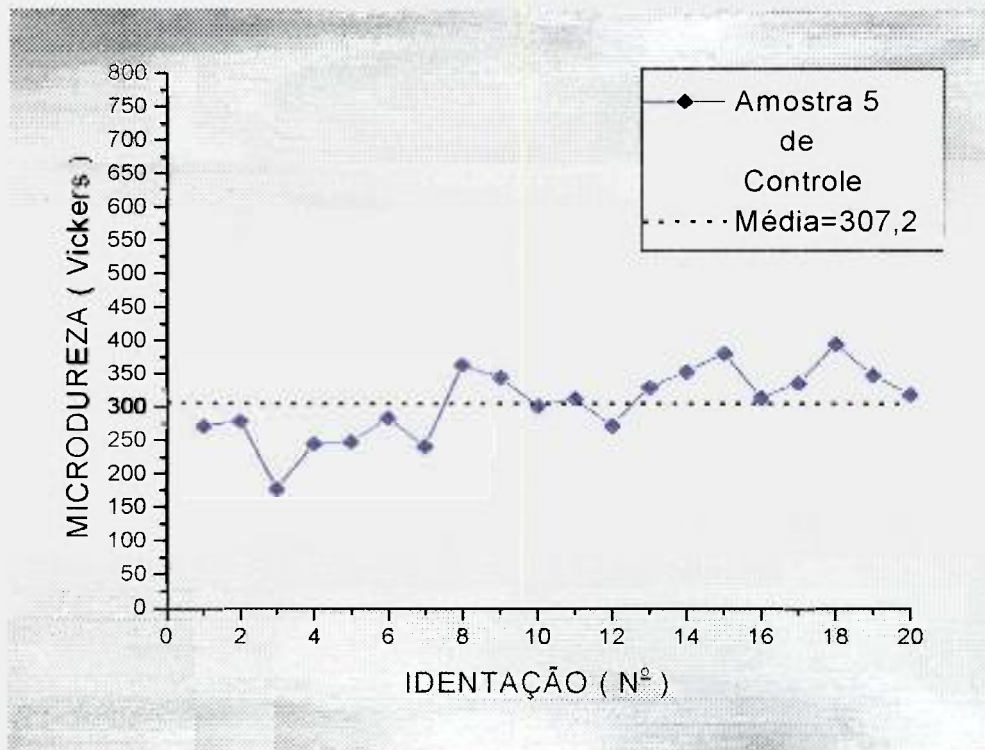


Figura 48- Amostra 5 de Controle

Nesta amostra notou-se que as medidas se agruparam em 3 partes: a primeira parte indo da 1ª medida até a 7ª, a segunda parte da 8ª a 12ª e a terceira parte indo até a 20ª medida. Este comportamento pode ser devido à presença de diferentes fases da hidroxiapatita.

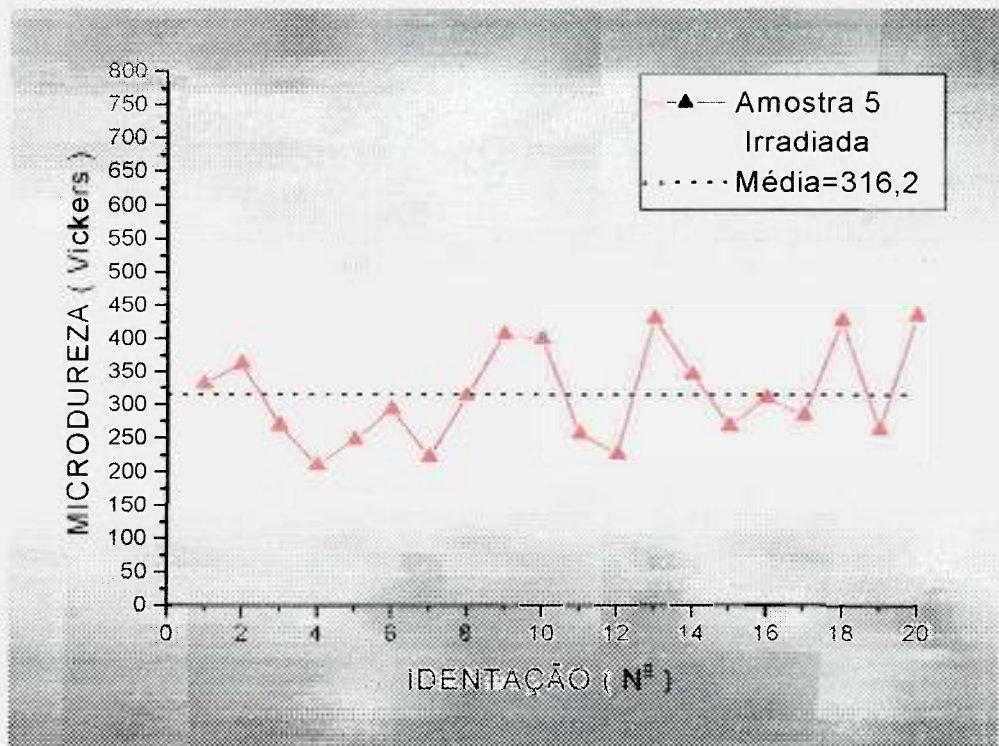


Figura 49- Amostra 5 Irrradiada

Nesta amostra a dispersão aumentou em relação à amostra de controle, sendo que sua média não teve um bom acréscimo. Um dos possíveis motivos é que a região de identificação pode conter defeitos, defeitos esses que são intensificados após a irradiação e que podem dificultar a propagação do calor através do esmalte dentário. Isto resulta numa concentração de calor pontual e a ausência do mesmo nas áreas ao redor; impedindo assim a mudança de fase da hidroxiapatita, o que acarretaria medidas de microdureza muito próximas da amostra de controle.

O aumento percentual da microdureza em relação à controle para esta amostra foi de 2,93%.

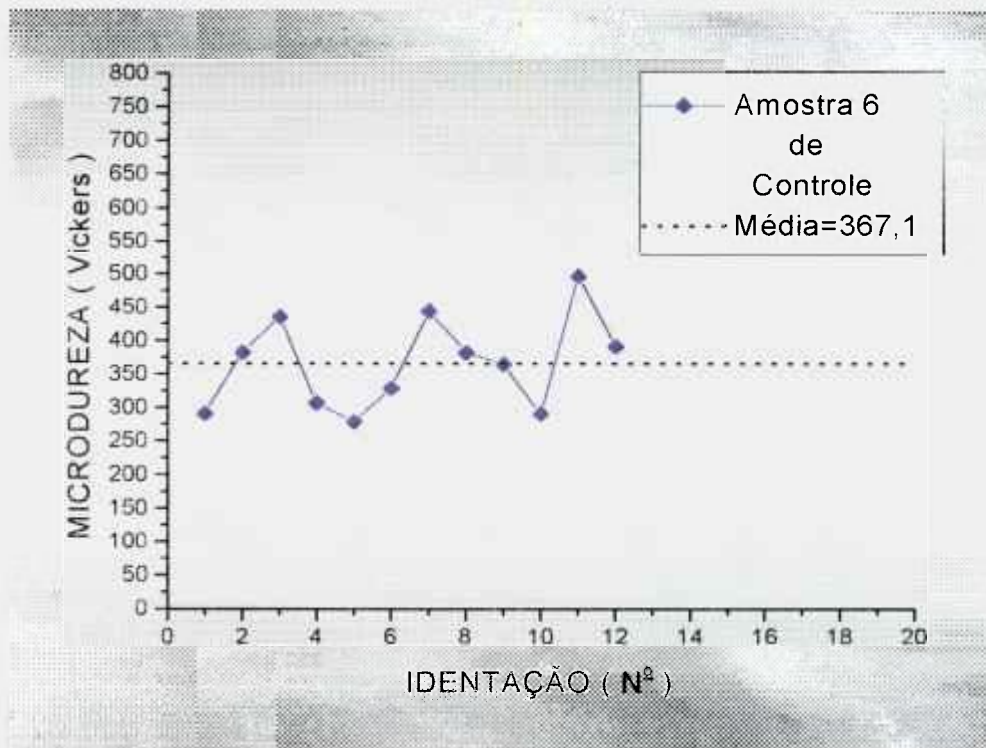


Figura 50- Amostra 6 de Controle

Nesta amostra assim como na amostra 1 de controle, não foi possível completar o total de identificações, por limitações da área saudável disponível, além de perdas de algumas medidas que, por gerarem valores muito discrepantes, foram descartados.

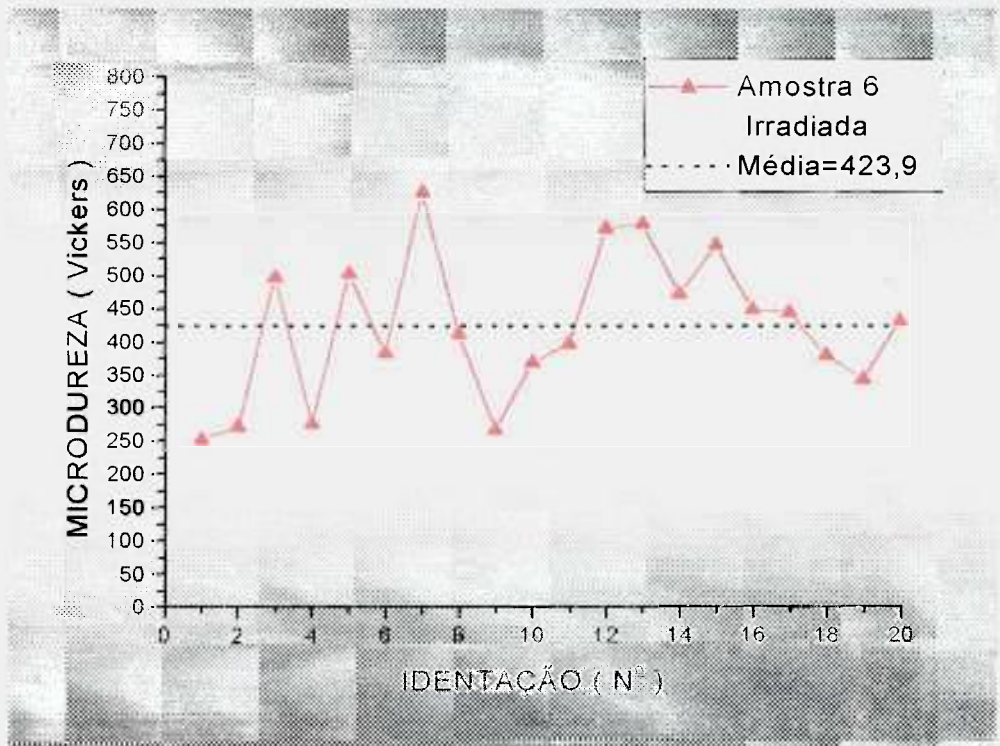


Figura 51- Amostra 6 Irradiada

Aqui obteve-se o maior valor para a dispersão dos valores de microdureza, o que é bem visível no gráfico, uma vez que os valores estão bem afastados do valor médio.

O aumento percentual da microdureza em relação à controle para esta amostra foi de 15,47%.

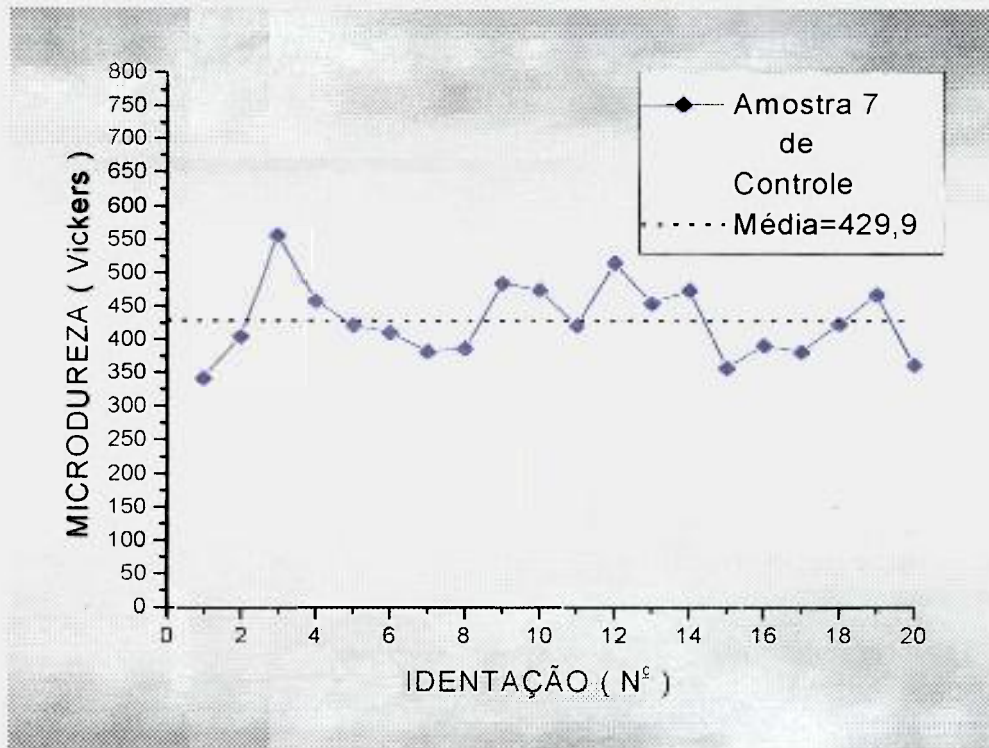


Figura 52- Amostra 7 de Controle

Para esta amostra os resultados de microdureza foram mais uniformes, com baixa dispersão nos valores em relação à média.

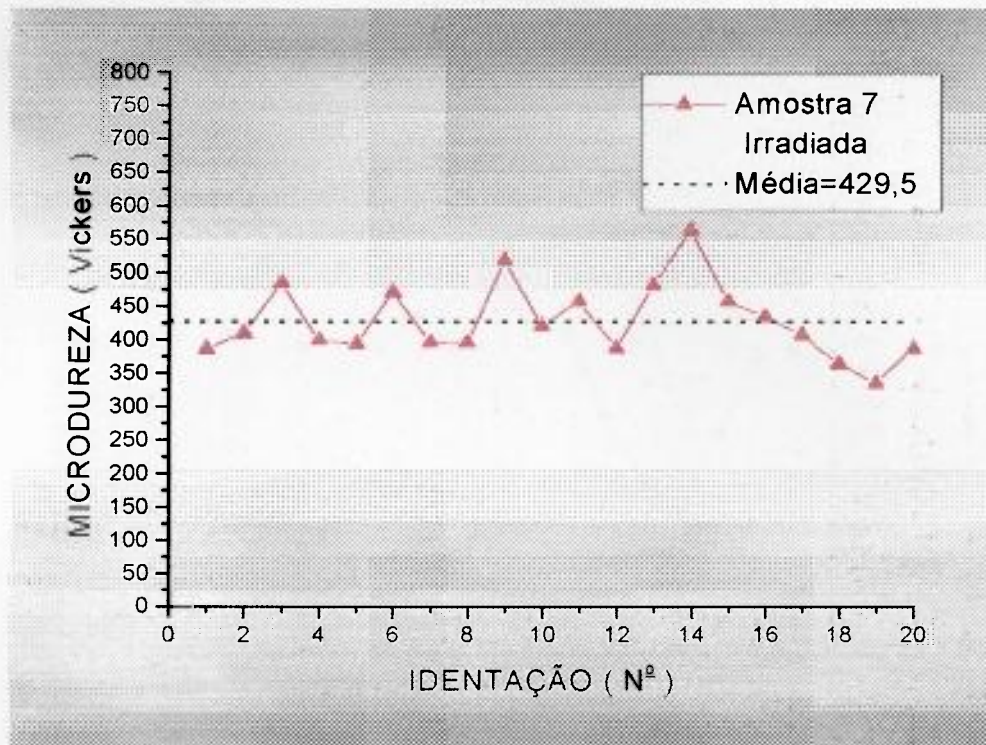


Figura 53- Amostra 7 Irradiada

Ao contrário do esperado o valor médio da microdureza nesta amostra não se alterou. Uma das razões é a possível variação de energia do feixe laser para um valor menor que o esperado.

A presença de cárie dentária na amostra, afastada da região de irradiação, mas cujo esmalte se apresenta com uma concentração de água maior que o esmalte sadio irá bloquear a transmissão de calor e afetar a ação térmica no esmalte. Uma outra razão da manutenção dos valores de microdureza pode ser a presença de falhas do esmalte.

O aumento percentual da microdureza em relação à controle para esta amostra foi de $-0,09\%$, que é desconsiderado, uma vez que a significância é de 1% .

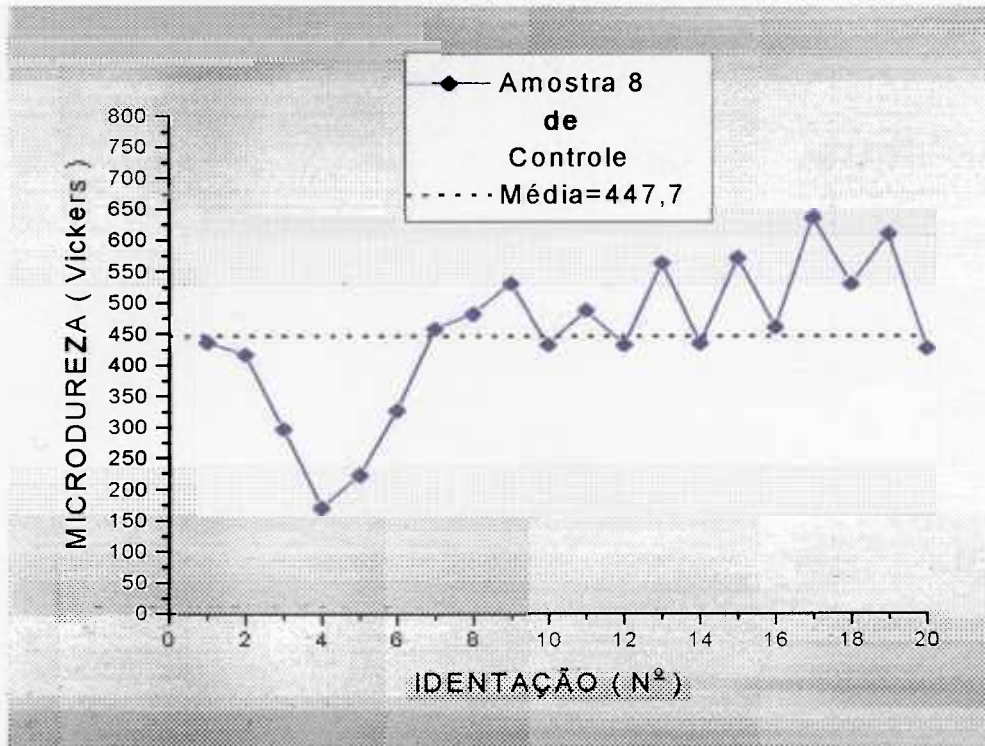


Figura 54- Amostra 8 de Controle

Neste caso observou-se um conjunto de pontos que se afastou do total de pontos bem nitidamente, pontos 3,4,5 e 6; sendo que o 4º foi o de maior afastamento da média. Este afastamento muito acentuado e isolado para os pontos 4 e 5 pode ser muito provavelmente devido a existência de falha no esmalte dentário.

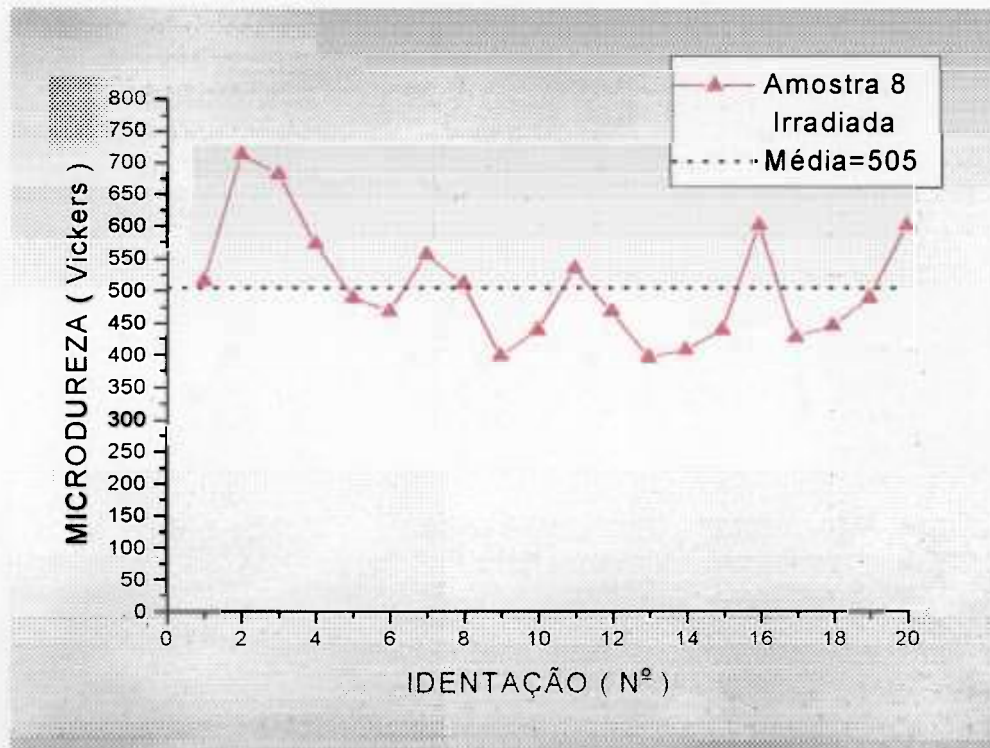


Figura 55- Amostra 8 Irradiada

Nesta amostra o 2º ponto também se afastou mais pronunciadamente da média, indicando que pode ter ocorrido a presença de impurezas, erro experimental ou até mesmo alguma transformação estrutural mais intensa no sentido de maior compactação e conseqüente aumento da microdureza.

O aumento percentual da microdureza em relação à controle para esta amostra foi de 12,79%.

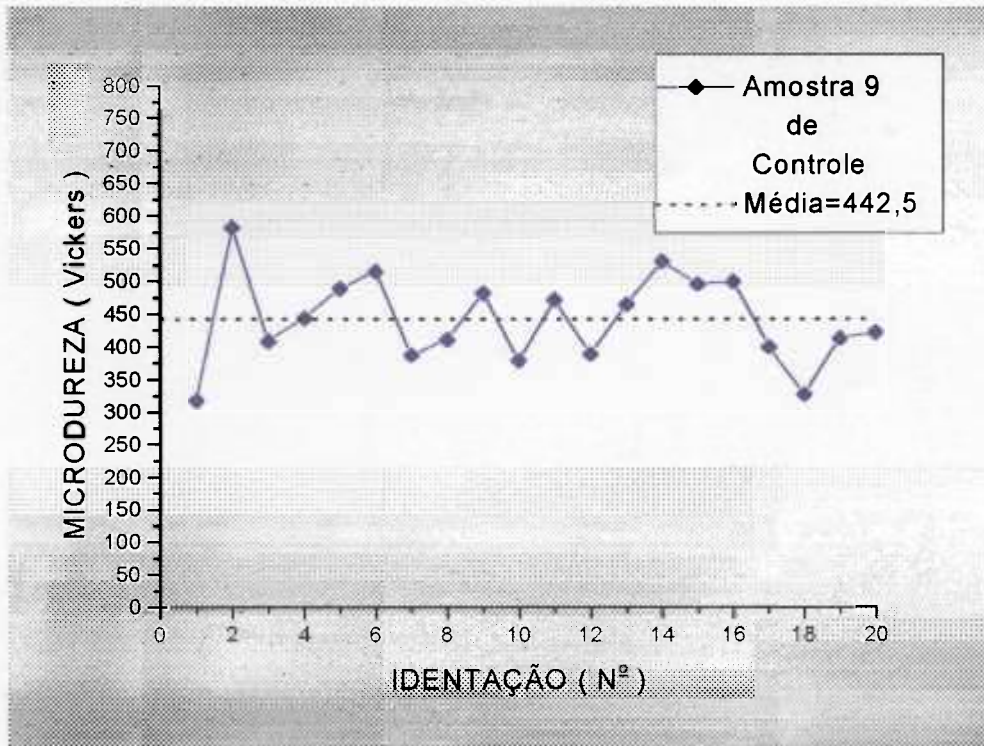


Figura 56- Amostra 9 de Controle

Aqui o comportamento dos valores de microdureza dos pontos de identificação foi uniforme, próximo ao valor médio.

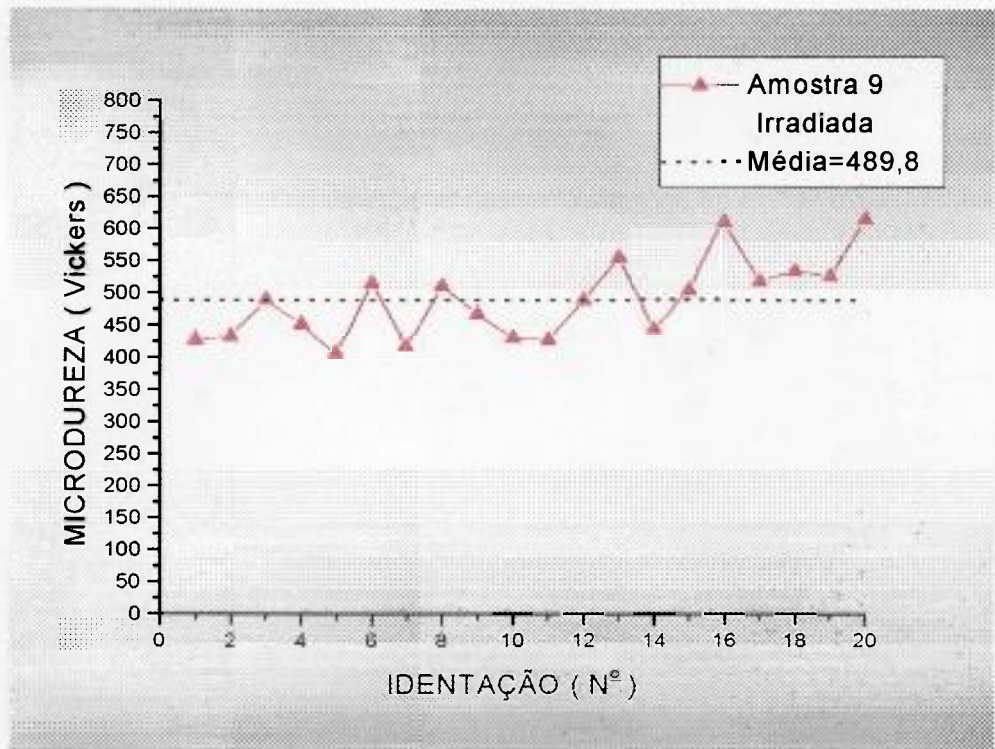


Figura 57- Amostra 9 Irradiada

Os resultados se mostraram uniformes para esta amostra.

O aumento percentual da microdureza em relação à controle para esta amostra foi de 10,69%.

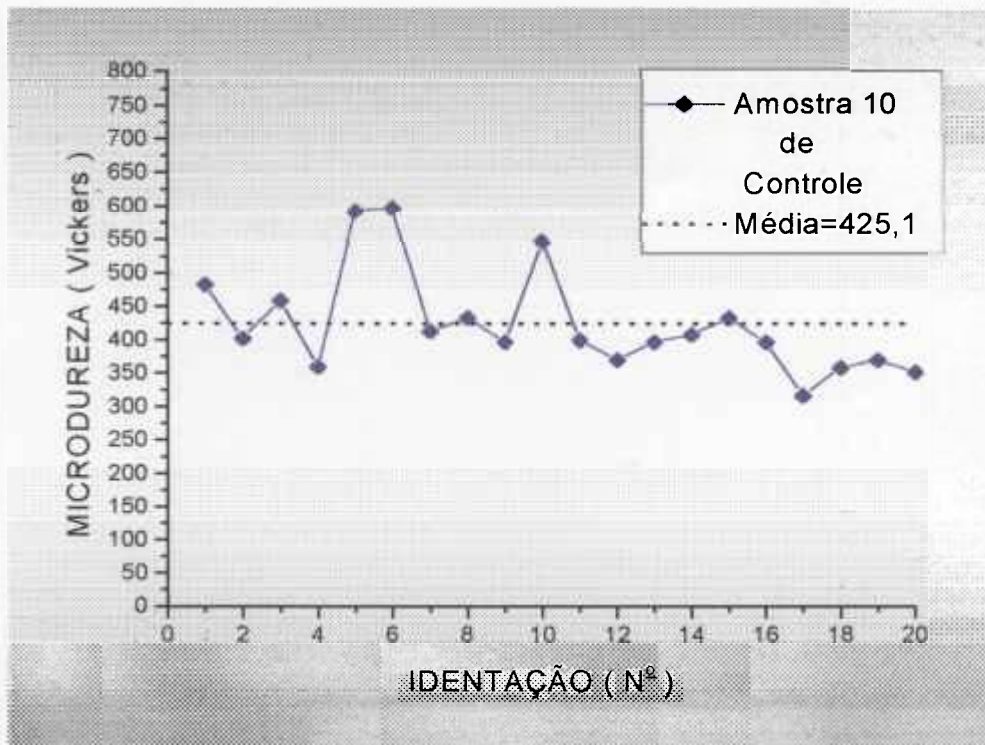


Figura 58- Amostra 10 de Controle

Nesta amostra os resultados encontrados foram, dentro do esperado, uniformes, à exceção dos pontos 5 e 6, cujas causas de aumento de microdureza podem ser as mesmas dos casos relatados anteriormente.

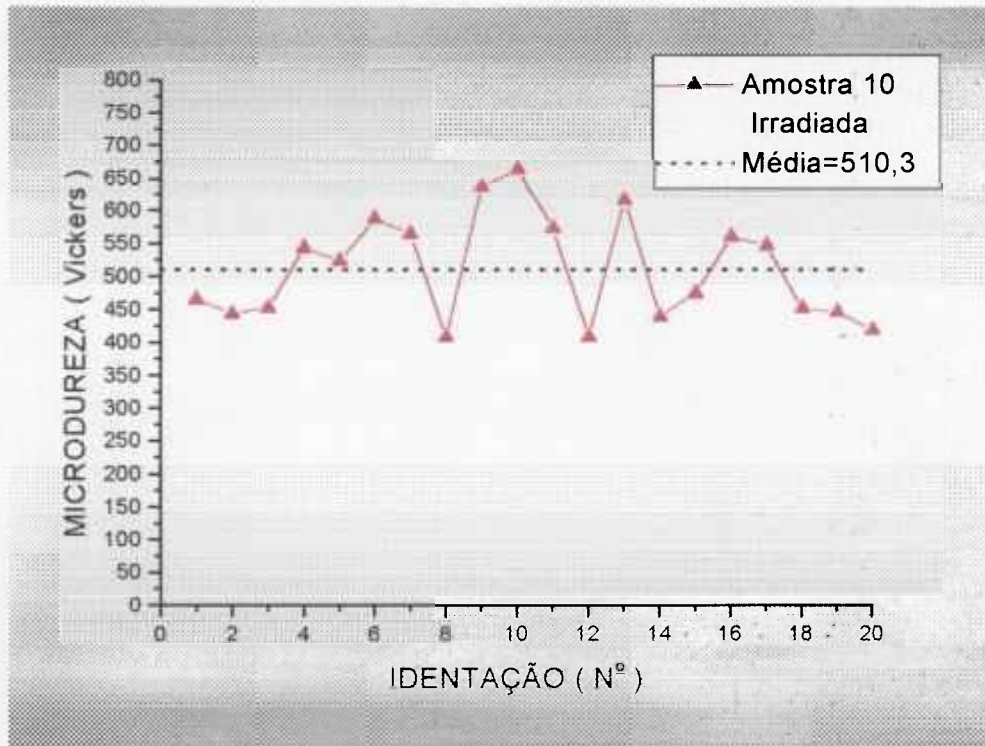


Figura 59- Amostra 10 Irradiada

Os resultados se mostraram uniformes para esta amostra.

O aumento percentual da microdureza em relação à controle para esta amostra foi de 20,04%.

5.3. TABELAS DE RESULTADOS GERAIS DE VALORES DE MICRODUREZA E COMENTÁRIOS

Tabela 3- Resultados Gerais para a Microdureza Vickers das Amostras de controle

Identificação	Microdureza Vickers(kg/mm ²) para as Amostras de Controle									
	Tempo de permanência de 45s e carga de 100g					Tempo de permanência de 45s e carga de 200g				
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	383	308	404	397	272	292	342	437	318	483
2	347	282	330	393	280	383	406	417	584	403
3	344	296	432	321	177	436	557	297	409	459
4	386	268	308	393	245	308	459	170	444	360
5	392	332	321	424	248	280	423	223	490	593
6	280	369	319	347	285	330	412	328	516	598
7	383	321	330	424	241	445	383	459	388	414
8	319	289	379	401	366	383	388	483	412	434
9	268	299	344	347	346	366	486	532	483	398
10	303	274	289	412	303	292	476	434	380	548
11	319	260	350	356	314	497	423	490	473	401
12	274	314	372	404	274	393	516	434	390	371
13	338	294	383	356	332		456	565	466	398
14		264	330	356	356		476	437	532	409
15		272	335	359	383		359	574	497	434
16		274	341	341	316		393	463	501	398
17		272	316	393	338		383	638	401	318
18		299	311	330	397		426	532	328	359
19		314	344	338	350		469	612	414	371
20		324	311	350	321		364	429	423	353
Média	328,9	296,3	342,5	372,1	307,2	367,1	429,9	447,7	442,5	425,1
Desvio Padrão	40,6	27,4	35,5	32,4	54,9	69,2	56	120,8	68,2	77

Na tabela 4 tem-se uma visão geral dos resultados de microdureza das 10 amostras de controle, facilitando o trabalho de discussão dos resultados.

Dentro do grupo de 10 amostras, as 6 primeiras foram identadas com carga de 100g, e as 4 restantes com carga de 200g, visando-se uma menor dispersão nos resultados das medidas de microdureza, mas infelizmente isso deixou de ocorrer, isto pode ter sido resultado das características genéticas dos dentes (APÊNDICE II O DENTE) ou então a variação de carga não foi o suficientemente grande para ocasionar a redução da dispersão.

Não foi possível obter-se as 20 identações nas amostras 1 e 6, por condições da limitação da superfície. Desconsiderando-se este fato e aplicando a análise estatística com os pontos obtidos nas 10 amostras, o teste de hipótese apresentou um resultado positivo. Apesar disto, fez-se um teste mais rigoroso onde desprezou-se essas duas amostras, o teste de hipótese com 8 amostras, que também logrou um resultado estatístico positivo.

Ao comparar-se os desvios padrões da média das amostras de controle com as irradiadas percebe-se um conjunto de valores menores nas amostras de controle em relação às respectivas irradiadas, isto muito provavelmente ocorreu devido a maior regularidade na composição da superfície do esmalte dentário não irradiado, pois uma vez que é irradiado, sofre um tratamento térmico sem características uniformes.

Tabela 4- Resultados Gerais para a Microdureza Vickers das Amostras Irradiadas

Identação	Microdureza Vickers(kg/mm ²) para as Amostras Irradiada *									
	Tempo de Permanência de 45s e carga de 100g					Tempo de Permanência de 45s e carga de 200g				
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	245	424	591	477	332	252	388	516	429	466
2	383	356	513	463	363	272	412	713	434	444
3	321	445	445	553	270	497	486	683	490	453
4	441	482	383	428	211	276	401	574	453	544
5	356	449	513	473	248	503	396	490	406	524
6	282	353	447	487	294	383	473	469	516	588
7	292	477	408	730	223	626	398	557	417	565
8	401	432	463	572	314	412	398	512	512	409
9	341	503	519	503	408	268	520	400	469	638
10	468	463	424	454	401	369	423	440	432	665
11	241	401	404	412	258	397	459	536	429	574
12	335	397	513	497	228	572	390	469	490	409
13	299	359	503	408	432	578	483	398	557	617
14	272	441	591	432	347	473	565	409	444	440
15	487	408	441	404	270	547	459	440	505	476
16	408	412	598	572	311	449	437	603	612	561
17	386	369	458	566	285	445	409	429	520	548
18	420	347	458	626	428	381	366	447	536	453
19	468	408	585	619	264	344	336	490	528	447
20	463	390	458	503	436	432	390	603	617	420
Média	365,5	415,8	485,2	509	316,2	423,9	429,5	505	489,8	510,3
Desvio Padrão	78,4	45,8	67,3	85,5	73,7	109,8	55,5	93,8	61,4	82,8

Com a tabela dos valores de

microdureza das amostras

irradiadas pode-se fazer comparações interessantes. A Tabela 1Tabela 5 mostra a porcentagem de aumento da microdureza para cada amostra irradiada em relação a de controle, obtém-se.

Tabela 5- Aumento percentual da microdureza

Amostra	1 ^a	2 ^a	3 ^a	4 ^a	5 ^a	6 ^a	7 ^a	8 ^a	9 ^a	10 ^a
% de aumento da microdureza	11,13	40,33	41,66	36,79	2,93	15,47	-0,1	12,79	10,69	20,04

Observa-se então que embora as amostras 7,8,9 e 10 tenham sido trabalhadas com cargas maiores onde se esperava um comportamento mais padronizado(menor desvio padrão), isto não ocorreu, e pelo contrário, obteve-se uma amostra onde o valor da microdureza não se alterou.

Nas amostras de 1 a 6, obteve-se os maiores aumentos percentuais, e a maior variação entre eles, de 2,93% a 41,66%, neste quesito o comportamento das amostras de 6 a 10 apresentou um aumento médio das microdurezas mais uniforme, ou seja, com diferenças entre os valores obtidos menor que o observado entre as amostras de 1 a 6.

5.4. RESULTADO GRÁFICO ESTATÍSTICO FINAL E COMENTÁRIOS

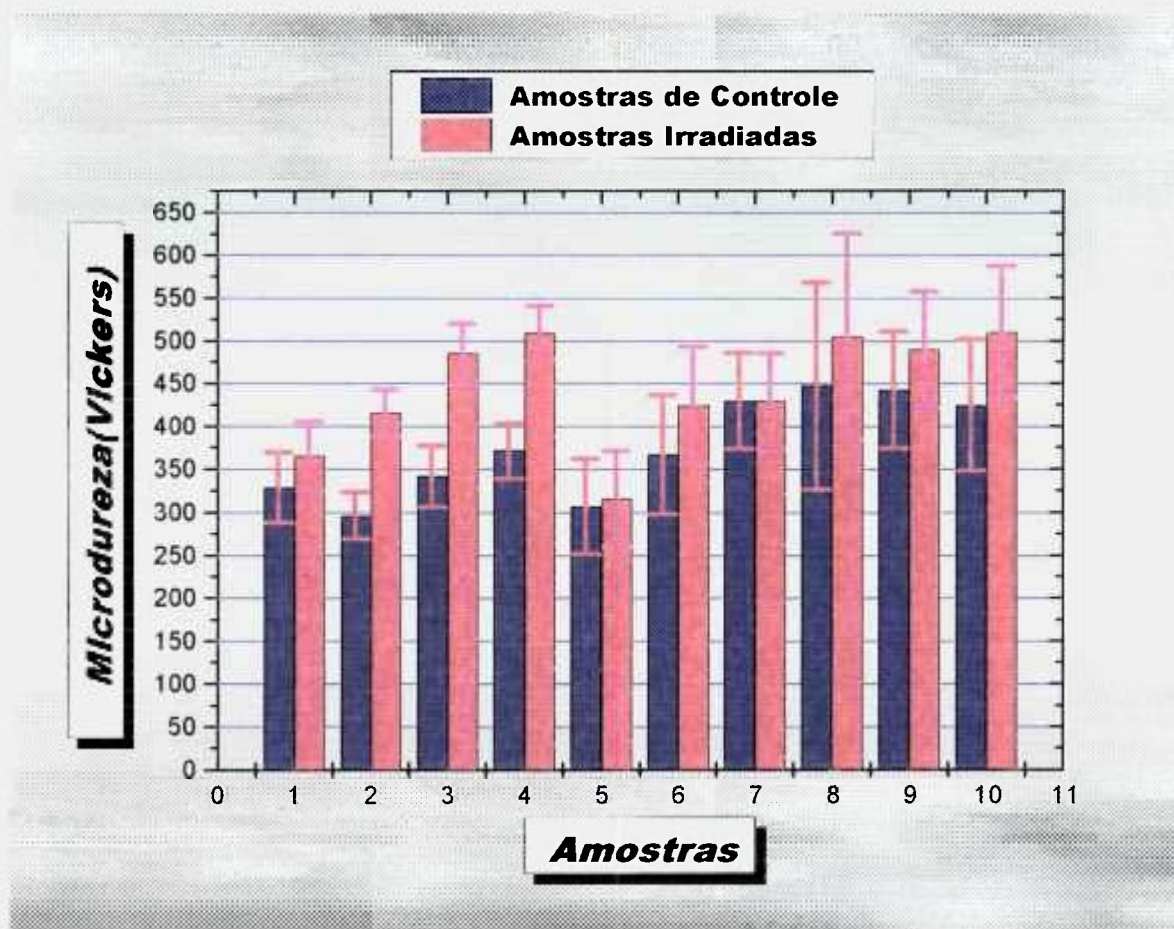


Figura 60- Comparativo entre os resultados médios de microdureza

Neste gráfico todos os resultados obtidos com seus respectivos desvios padrões da média são agrupados e resumidos de forma didático-comparativa e ilustrativa.

A Figura 60 apresenta a os resultados mais importantes deste trabalho, onde a hipótese da ocorrência do aumento da microdureza foi confirmada e validada com o resultado do teste estatístico, para as condições experimentais descritas em materiais e métodos. Apenas a amostra de número 7 não apresentou variação significativa.

5.5. DISCUSSÃO

As amostras escolhidas para este trabalho de análise de microdureza foram embutidas em resina e preparadas em uma adaptação da metodologia apresentada na literatura^{8,9,24,78}, uma vez que não foi necessário uso de contrastante para a visualização das identações.

Nas condições de irradiação desta dissertação de mestrado, o valor observado no microscópio óptico para a profundidade média das crateras obtidas através da irradiação com o laser de hólmio foi de 260 μm ., que é da mesma ordem de grandeza que a previsão apresentada por Barton³⁹, de 225 μm de profundidade. Como no trabalho de Sinofsky³² se prevê uma região de 450 μm x450 μm afetada termicamente a partir do ponto de incidência do laser, com densidade de energia semelhante à utilizada neste estudo. Este valor indica que toda a superfície do esmalte contida na grade de pulsos foi afetada termicamente.

No presente trabalho avaliou-se a microdureza a distâncias constantes a partir da superfície dentária modificada termicamente (borda da cratera), pois aí se está mais garantindo de estar trabalhando numa região que sofreu variação térmica, devido ao fenômeno de interesse que ocorreu na superfície modificada.

A ocorrência de aumento de microdureza encontrado (Figura 60) pode ser decorrência de alguns fatores como: a fusão e resolidificação do esmalte, com possível mudança de fase da hidroxiapatita; a diminuição da presença de compostos inorgânicos de baixa microdureza por unidade de volume do esmalte.

Da visualização da superfície do esmalte dentário após a irradiação por laser de hólmio nos trabalhos de S. Cecchini⁹⁶ et al., observa-se que realmente ocorreu uma fusão superficial do esmalte que dificulta o ataque dos ácidos gerados pelos microorganismos causadores da cárie dentária. Já a mudança de fase que ocorre na região irradiada é constatada no trabalho de Meuram et al³⁷.

A literatura mostrou que as mudanças estruturais e químicas termicamente induzidas ocorrem de acordo com faixas de temperaturas⁹⁷⁻⁹⁸ : 1) de 100°C a 650°C ocorre a perda de água e carbonato, rearranjo dos íons fosfato(PO_4^{-3}) e hidroxila(OH^-), formação de pirofosfato a partir de hidrogenofosfatos, e decomposição e denaturação das

proteínas. Isto reduziu a dissolução da hidroxiapatita⁹⁷; 2) entre 650°C e 1100°C ocorrem: recristalização e crescimento do cristal de $\beta\text{-Ca}_3(\text{PO}_4)_2$, decrescem os hidróxidos, perda de água e carbonato no esmalte dos dentes; 3) acima de 1100°C a fase $\beta\text{-Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ se converte a $\alpha\text{-Ca}_3(\text{PO}_4)_2$, modificando a estrutura cristalina. Isto pode aumentar a suscetibilidade do esmalte dentário à dissolução ácida porque a fase $\beta\text{-Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ formada a altas temperaturas é mais solúvel que a hidroxiapatita^{97,98}.

Com a obtenção destes resultados, um dos trabalhos em fase inicial que está sendo desenvolvido é o estudo através de difração de raios X para a avaliação das mudanças de fase do esmalte dentário na ablação explosiva com laser de hólmio. Trabalhos que determinem como estas fases se distribuem de acordo com a temperatura/profundidade no esmalte dentário, quais são as suas características físico químicas são objeto de pesquisa futura no Laboratório de Aplicações de Lasers em Ciências da Vida do IPEN

Durante o presente estudo, tentou-se métodos mais sofisticados de análise da microdureza, através de um nanodurômetro no qual teria sido possível avaliar a dureza em regiões mais próximas da região tratada (cerca de 10 vezes mais próximo), mas infelizmente problemas técnicos com o equipamento impossibilitaram a obtenção de resultados.

A variação de temperatura à partir da superfície de irradiação até a extensão de 250 μm não é uniforme, mas tem decaimento exponencial, ou seja a temperatura decai muito rapidamente depois de uma certa distância do ponto de aplicação da fonte de calor. Logo, pode ocorrer a presença de várias fases onde a variação da temperatura foi alta, decrescendo esta presença significativamente em direção da região em que houve um gradiente de temperatura menor.

Com isto, procuramos fixar as indentações o mais próximo possível da superfície irradiada. Caso o tratamento térmico fosse realizado sem ablação, o ideal seria medir a dureza diretamente na superfície irradiada, uma vez que se supõe que a variação de microdureza seja análoga à variação da temperatura no esmalte. Ocorrências da presença de uma fase muito extensa de maior microdureza e de uma eventual fase diminuta de menor microdureza na superfície e até mesmo no interior do esmalte só seriam detectáveis através das medidas com nanoindentações. A eventual presença de fases com extensões diminutas, com características de microdureza menor que a fase da hidroxiapatita inicialmente presente do dente poderiam resultar em um padrão de valores

de dureza como apresentado na Figura 61. A verificação deste eventual comportamento é mais um dos possíveis desdobramentos deste trabalho.

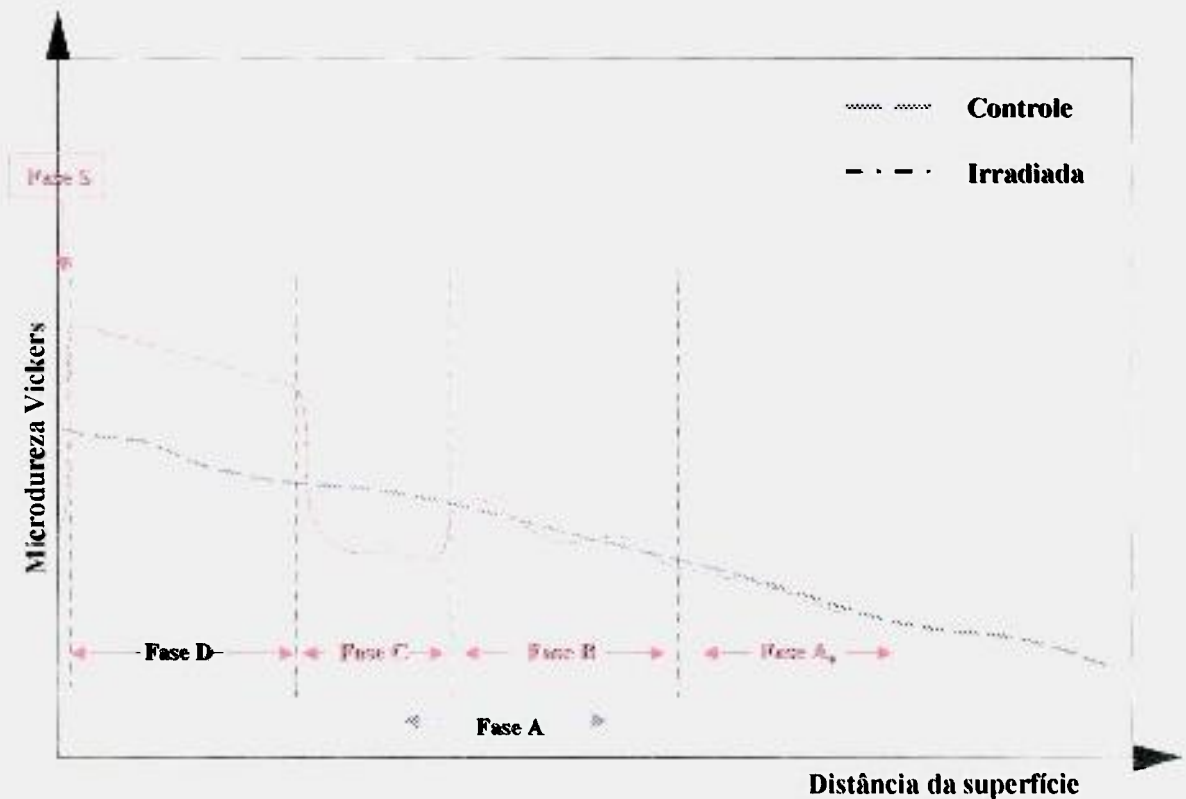


Figura 61- Simulação de uma possível distribuição das fases da hidroxiapatita a partir da superfície do esmalte dentário

Devido às características de absorção do comprimento de onda do espectro de luz pelo esmalte dentário [Figura 5, Figura 6 e Figura 7] e a observação da superfície irradiada, acrescida das informações disponíveis na literatura, surgiu a idéia de avaliar teoricamente o fenômeno da interação laser de hólmio x esmalte através do ponto de vista das microexplosões, fato inédito na literatura até a conclusão do trabalho.

Nesta análise das microexplosões utilizou-se da teoria de explosões, largamente empregada na engenharia civil e bem embasada teoricamente e experimentalmente. Por esta teoria ser aplicada em meios que tem algumas características semelhantes ao esmalte dentário, como rochas e solos, esperava-se resultados promissores no modelamento, apesar de se utilizarem na engenharia civil explosivos como a T.N.T. e

outros que têm aparentemente um poder explosivo muito maior do que a água, em meios muito mais duros que o esmalte dentário.

Apesar das aproximações, o modelamento apresentou bons resultados, tendo sido inclusive desnecessário empregar recursos de refinamento de cálculo para o meio que foi utilizado. Os refinamentos da teoria apresentada com o cálculo mais apurado por elementos finitos, e fatores de correção nas leis de conservação: de massa, energia e quantidade de movimento, onde poderia-se adicionar os fatores suprimidos nas condições de contorno deste problema são mais um exemplo de desdobramento deste trabalho para trabalhos futuros.

Embora a água não se comporte como um explosivo tão eficiente quanto uma T.N.T., o esmalte também não apresenta a mesma resistência de uma rocha, característica esta que compensou o comportamento da água, tornando o efeito de ablação explosiva da água no esmalte muito parecido à da T.N.T. na rocha. Além disso a água se encontra dispersa no esmalte fazendo com que a explosão seja melhor distribuída enquanto que a carga de T.N.T. geralmente é concentrada numa região, o que confere uma vantagem para o esmalte e a água.

O esmalte assim como a maioria dos meios da engenharia civil conduz bem as ondas de choque, devido a densidade e composição mineral destes meios. Este caso é semelhante ao das ondas de choque no solo e na rocha. Na ablação explosiva a água atinge temperaturas finais muito maiores que a dos gases resultantes da explosão dos principais tipos de explosivos no mercado.

Com todas estas considerações dispõe-se agora de uma ferramenta matemática muito útil para prever a quantidade de esmalte dentário que irá ser removido e principalmente otimizar as aplicações do pulso laser, em termos de energia, profundidade de cratera, quantidade de material removido, nos tecidos biológicos duros e moles.

Além disso, estes resultados possibilitarão a abertura para o estudo de um fato muito importante neste modelamento que é a modelagem das ondas de choque e sua interação com os tecidos biológicos duros, principalmente, prevendo-se os efeitos nos mesmos. As amostras foram correlacionadas para fins de tratamento estatísticos; por isso a mudança de carga de identificação não é relevante para a análise estatística e sim a condição de microdureza **antes** e **depois** numa mesma amostra que é o fator relevante para o teste de Hipótese Estatístico.

6. CONCLUSÃO

Os resultados de aumento de microdureza obtidos neste trabalho, aliados a resultados publicados pela equipe, mostram que a irradiação de esmalte dental com laser de hólmio nas condições deste trabalho resulta em esmalte com maior resistência da superfície à corrosão mecânica e química, indicando a possibilidade de utilização do laser de hólmio na prevenção de cáries.

O modelamento através de microexplosões foi desenvolvido e se mostrou muito bem adaptado às características do material dental em questão, análogo ao encontrado na engenharia civil quando se avalia a explosão de rochas, e poderá ser utilizado em desdobramentos futuros dos resultados desta dissertação.

Um trabalho análogo, recém publicado em agosto de 1999, mas em tecidos moles, também aborda e modela as microexplosões, por B.Majaron, P.Plestenjak, M.Lukač⁴⁷, o que mostra que nossa abordagem encontrou endosso de outra equipe sem haver o menor contacto com a mesma. Este trabalho se intitula o primeiro a tratar a ablação explosiva pela visão de microexplosões, mostrando que esta abordagem é algo recente, inovador e que abrirá ampla possibilidade de estudos das aplicações para o laser.

7. APÊNDICE-I ANÁLISE ESTATÍSTICA

7.1. TESTES DE VALIDAÇÃO ESTATÍSTICA DOS RESULTADOS

Baseando os cálculos na bibliografia estatística consultada⁹⁹⁻¹⁰⁰ vem:

Utilizando a amostra 1 de controle, onde tem-se:

- Calculo para $\alpha = 1\%$, $n = 13$ medidas de microdureza; $\sigma = 40,6$

e da curva de student $t_{\infty,0,5\%} = 2,576$
 $t_{12,0,5\%} = 3,055$

O intervalo de confiança da amostra é dado por:

$$\text{Eq. [64]} \quad e_0 = z_{\alpha/2} \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$$

Isolando-se n:

$$\text{Eq. [65]} \quad n = \left(\frac{z_{\alpha/2} \cdot \sigma}{e_0} \right)^2$$

Como não se conhece o desvio padrão da população tomou-se uma amostra piloto de n elementos e aplicou-se o teste t de Student.

$$\text{Eq. [66]} \quad n = \left(\frac{t_{n-1, \alpha/2} \cdot s}{e_0} \right)^2$$

Substituindo-se a Eq.[65] na Eq.[66] vem:

$$\text{Eq. [67]} \quad n = \frac{\left(\frac{t_{n-1, \alpha/2} \cdot S}{\sigma} \right)^2}{\left(\frac{t_{n-1, \alpha/2} \cdot \sqrt{N}}{\sigma} \right)^2} \rightarrow n = \frac{\left(t_{n-1, \alpha/2} \cdot \sqrt{N} \right)^2}{\left(t_{n-1, \alpha/2} \right)^2}$$

Então calculou-se o valor de e_0 para a amostra piloto (suposta normal) e substituí-se na equação deduzida acima:

$$e_0 = 2,576 \cdot \frac{40,6}{\sqrt{13}} = 29,00683$$

$$\text{e então } n = \frac{\left(\frac{3,055 \cdot 40,6}{29,00683} \right)^2}{\left(\frac{3,055 \cdot 40,6}{29,00683} \right)^2} = (4,2759929)^2 \Rightarrow n \cong 18,28 \Rightarrow n \cong 19 \text{ medidas, para}$$

1% de erro!

Como foram feitas apenas $N = 13$ medidas, seriam necessárias mais 6 medidas para validar a amostra.

No restante das amostra fez-se 20 medidas para cada uma.

- Na hipótese de um nível de significância menor, $\alpha = 5\%$ resultará:

$$e_0 = 1,96 \cdot \frac{40,6}{\sqrt{13}} = 22,070411 \quad t_{\alpha, 2,5\%} = 1,96$$

$$t_{12, 2,5\%} = 2,179$$

$$n = \frac{\left(\frac{2,179 \cdot 40,6}{22,070411} \right)^2}{\left(\frac{2,179 \cdot 40,6}{22,070411} \right)^2} = (4,008)^2 \Rightarrow n \cong 16,067 \Rightarrow n \cong 16 \text{ medidas}$$

7.2. TESTE DE HIPÓTESE

No presente trabalho é interessante e até mesmo crucial saber até onde pode-se confiar nas diferenças das duas médias encontradas: para as amostras de controle e para as irradiadas.

Nesse estudo tem-se dez amostras iniciais que foram particionadas em dois grupos de amostras através da secção dos dentes numa serra diamantada; garantindo deste modo a correlação entre as mesmas.

Para tanto adota-se a seguinte notação:

Grupo 1: Amostras Irradiadas

μ_1 Média do grupo1 – O índice 1 relaciona as grandezas do grupo 1

Grupo 2: Amostras de controle

μ_2 Média do grupo2 - O índice 2 relaciona as grandezas do grupo 2

A hipótese inicial do trabalho é:

$$H_0, \mu_1 - \mu_2 = \Delta$$

Sendo interessante o caso $\Delta=0$; onde chama-se de $\mu_d = \mu_1 - \mu_2 = 0$

Então resulta como hipótese inicial;

$$H_0, \mu_d=0$$

$$H_1, \mu_d \neq 0$$

É fácil perceber-se que tomando-se as diferenças d_i , reduz-se o problema ao teste de uma única média. Logo a expressão,

$$\text{Eq. [68]} \quad t_{n-1} = \frac{\bar{x} - \mu_0}{s_x / \sqrt{n}}$$

pode ser aplicada à amostra das diferenças, realizando-se o teste simplesmente através da comparação do t de Student calculado da experimentação com o valor crítico tabelado, obtido em função de α , com n-1 graus de liberdade. Ou seja, calcula-se

$$t = \frac{\bar{d} - \Delta}{s_d / \sqrt{n}}$$

onde

\bar{d} é a média da amostra das diferenças,

Δ é o valor testado da média das diferenças nas populações,

s_d é o desvio-padrão da amostra das diferenças,

n é o tamanho da amostra das diferenças,

Para tanto usa-se as diferenças $d_i = x_i - y_i$, as quais juntamente com seus quadrados, são apresentadas na Tabela a seguir.

Tabela 6- Tabela dos valores de d_i e d_i^2 para 10 amostras.

Amostra	Grupo 1 (Y _i)	Grupo 2 (X _i)	x _i -y _i	(x _i -y _i) ²
1	328,9	365,5	36,6	1339,56
2	296,3	415,8	119,5	14280,25
3	342,5	485,2	142,7	20363,29
4	372,1	509	136,9	18741,61
5	307,2	316,2	9	81
6	367,1	423,9	56,8	3226,24
7	429,9	429,5	-0,4	0,16
8	447,7	505	57,3	3283,29
9	442,5	489,8	47,3	2237,29
10	425,1	510,3	85,2	7259,04
Somatório=			690,9	70811,73

No caso de se considerar as 10 amostras, mesmo com duas delas abaixo das vinte medidas, o desenvolvimento será:

Cálculos:

$$\bar{d} = \frac{\sum_{i=1}^n d_i}{n} = \frac{690,9}{10} = 69,09$$

$$s_d^2 = \frac{\sum_{i=1}^n d_i^2 - \frac{\left(\sum_{i=1}^n d_i\right)^2}{n}}{n-1} = \frac{70.811,73 - \frac{47.734,28}{9}}{9} = 2564,161$$

$$s_d = 50,637545$$

$$t_{n-1} = t_9 = \frac{\bar{d} - 0}{\frac{s_d}{\sqrt{n}}} = \frac{69,09}{\frac{50,637545}{\sqrt{10}}}$$

$$t_9 \cong 4,315$$

e como $t_{9,1\%} \cong 2,821$ tem-se que o valor encontrado é bem maior que o teórico: portanto rejeita-se a hipótese de as médias serem iguais com uma significância de 1%.

Em outras palavras, **A média da microdureza das 10 amostras irradiadas é maior que a média das 10 de controle com uma significância de 1%.**

No caso mais correto, considera-se apenas oito amostras descartando as amostras 1 e 6. Tem-se:

Tabela 7- Tabela dos valores de d_i e d_i^2 para 8 amostras.

Amostra	Grupo 1 (Yi)	Grupo 2 (Xi)	Xi-Yi	(Xi-Yi) ²
2	296,3	415,8	119,5	14280,25
3	342,5	485,2	142,7	20363,29
4	372,1	509	136,9	18741,61
5	307,2	316,2	9	81
7	429,9	429,5	-0,4	0,16
8	447,7	505	57,3	3283,29
9	442,5	489,8	47,3	2237,29
10	425,1	510,3	85,2	7259,04
		Somatório	597,5	66245,93

De onde obtemos:

$$\bar{d} = \frac{\sum_{i=1}^n d_i}{n} = \frac{597,5}{8} = 74,678$$

$$s_d^2 = \frac{\sum_{i=1}^n d_i^2}{n-1} - \frac{\left(\sum_{i=1}^n d_i\right)^2}{n} = \frac{66.245,93 - 44625,78}{7} = 3.088,5927$$
$$s_d = 55,575108$$

$$t_{7,1\%} = t_p = \frac{\bar{d} - 0}{\frac{s_d}{\sqrt{n}}} = \frac{74,678}{\frac{55,575108}{\sqrt{8}}}$$
$$t_7 \cong 3.8006$$

e como $t_{9,1\%} \cong 2,998$ tem-se que o valor encontrado é maior que o teórico: portanto rejeita-se a hipótese de as médias da microdureza serem iguais com uma significância de 1%.

Em outras palavras, A média da microdureza das 8 amostras irradiadas é maior que a média das 8 de Controle com uma significância de 1%.

8. APÊNDICE II O DENTE

8.1. ANATOMIA DO DENTE¹⁰¹

A figura abaixo é auto explicativa e suficientemente detalhada para o propósito deste trabalho.

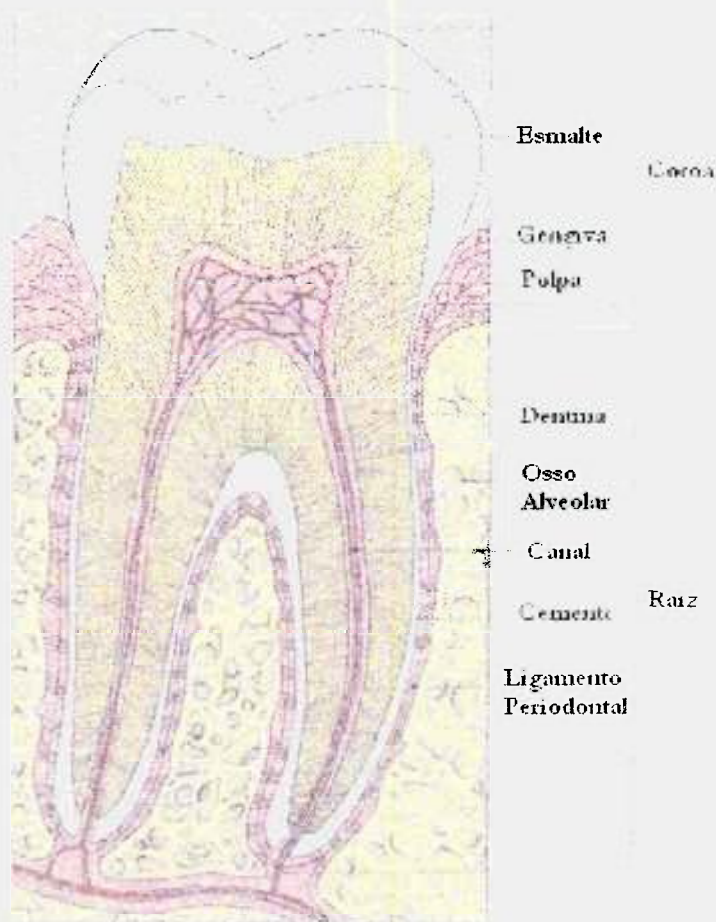


Figura 62- Anatomia do Dente.

- Funções do dente:
- Mastigação
 - Proteção
 - Sustentação de tecidos moles relacionados
 - Auxiliar na articulação de palavras
 - É um importante fator de estética

Sua fixação no osso da mandíbula se dá através de fibras colágenas: Ligamento alvéolo-dental ou ligamento periodontal. Segundo sua função os diferentes tipos de dentes podem ser agrupados em conjuntos que possuem basicamente as mesmas funções, conforme a Tabela 8.

Tabela 8- Indica os grupos de dentes e sua função.

Grupos	Função
Incisivo	Apreender
Caninos	Cortar
Molares	Triturar os alimentos sólidos

Como o homem é um “animal” difiodonte, que tem duas dentições na vida, em cada uma das dentições ele possui: 20 dentes decíduos ou de leite, na 1ª dentição

32 dentes permanentes, na 2ª dentição

Distribuição das dentições segundo os tipos de dentes; usa-se a seguinte convenção: Letra maiúscula para a dentição permanente e minúscula para a decídua.

I = incisivo, C = canino, P = pré-molar, M = Molar.

Adota-se a seguinte convenção; por exemplo: $I \frac{2}{2}$ Uma letra maiúscula, que indica o grupo do dente e uma fração de dois números iguais que significam o número de dentes pertencentes a este grupo em cada um dos maxilares: superior e inferior, respectivamente o numerador e o denominador da fração.

Então em cada dentição tem- se:

Dentição decídua:

$$i \frac{2}{2} \quad c \frac{1}{1} \quad m \frac{2}{2} = \frac{10}{10} = 20, \text{ total de Dentes Decíduos}$$

Dentição permanente:

$$I \frac{2}{2} \quad C \frac{1}{1} \quad P \frac{1}{1} \quad M \frac{3}{3} = \frac{16}{16} = 32, \text{ total de Dentes Permanentes}$$

8.2. HISTOLOGIA E FISILOGIA

A histologia e fisiologia dentária são campos muito vastos, cativantes e profundos para abordá-los integralmente neste trabalho, o que se fará aqui será a abordagem dos aspectos relevantes para o estudo de microdureza em esmalte dentário. Pretende-se dar uma noção superficial, mas bem abrangente dos principais aspectos do dente, enfatizando-se as partes de maior interesse ao escopo da dissertação.

8.2.1. Desenvolvimento e Crescimento dos Dentes

Para compreender-se o desenvolvimento e crescimento dos dentes necessita-se voltar à origem dos tecidos faciais. Depois da fertilização do óvulo as divisões celulares levam à formação da *mórula* nos mamíferos, posteriormente à formação do embrião. Os movimentos celulares o transformarão num *disco embrionário*, e logo depois em duas camadas de células com um espaço entre elas. Em seguida temos o aparecimento de três camadas: *ectoderma*, *mesoderma* e *endoderma*. Do *ectoderma* surge uma população singular de moléculas, as *Cristas Neurais*. Estas células sofrem migrações extensas e dão origem a muitos tipos de tecidos. Destas células as que migram para a região da cabeça e do pescoço também contribuem muito para a formação dos tecidos conjuntivos do esqueleto (cartilagem, osso, *dentina*, *derme*, etc.).

No tronco todos os tecidos vêm do mesoderma. Do tecido conjuntivo do

esqueleto ou da região facial, o esmalte dentário parece ser o único que não é formado por células das cristas, pois é um tecido duro, acelular. As células que formam o **esmalte** são derivadas do **ectoderma** que reveste a cavidade oral. Logo, tanto a dentina quanto o esmalte provêm do ectoderma, só que a dentina se origina das Cristas Neurais do ectoderma, por ser um tecido mais diferenciado.

O modelo a seguir (Figura 63) tem sido sugerido para as interações que podem ocorrer entre os tecidos durante o desenvolvimento de um dente.

O desenvolvimento e crescimento dos dentes começa da união das camadas de ectoderma e endoderma, chamada de *membrana bucofaríngea*. Quando esta membrana se rompe, no 27º dia de desenvolvimento do óvulo, estabelece-se uma conexão com o intestino anterior (endoderma). A cavidade oral primitiva é revestida pelo ectoderma, que consiste de uma camada basal de células cilíndricas e uma camada superficial de células achatadas; sendo que cada dente se desenvolve de um germe dentário originado do revestimento da cavidade oral.

E cada um dos germes dentários, citados anteriormente compõe-se de 3 partes que vão originar partes distintas do dente, a saber:

Tabela 9- Partes do germe dentário X Partes do dente

PARTE		ORIGINA
1	Órgão do esmalte, que é derivado do ectoderma oral	Esmalte Dentário
2	Papila dentária, proveniente do mesênquima	Polpa dentária e Dentina
3	Saco dentário, também provém do mesênquima	Cimento e Ligamento periodontal

O germe dentário que surgiu 2 ou 3 semanas após a ruptura da membrana bucofaríngea começa a se desenvolver e isto leva à formação de uma faixa de epitélio que ocorre ao longo da linha externa do futuro arco dentário e é chamado de *lâmina dentária*

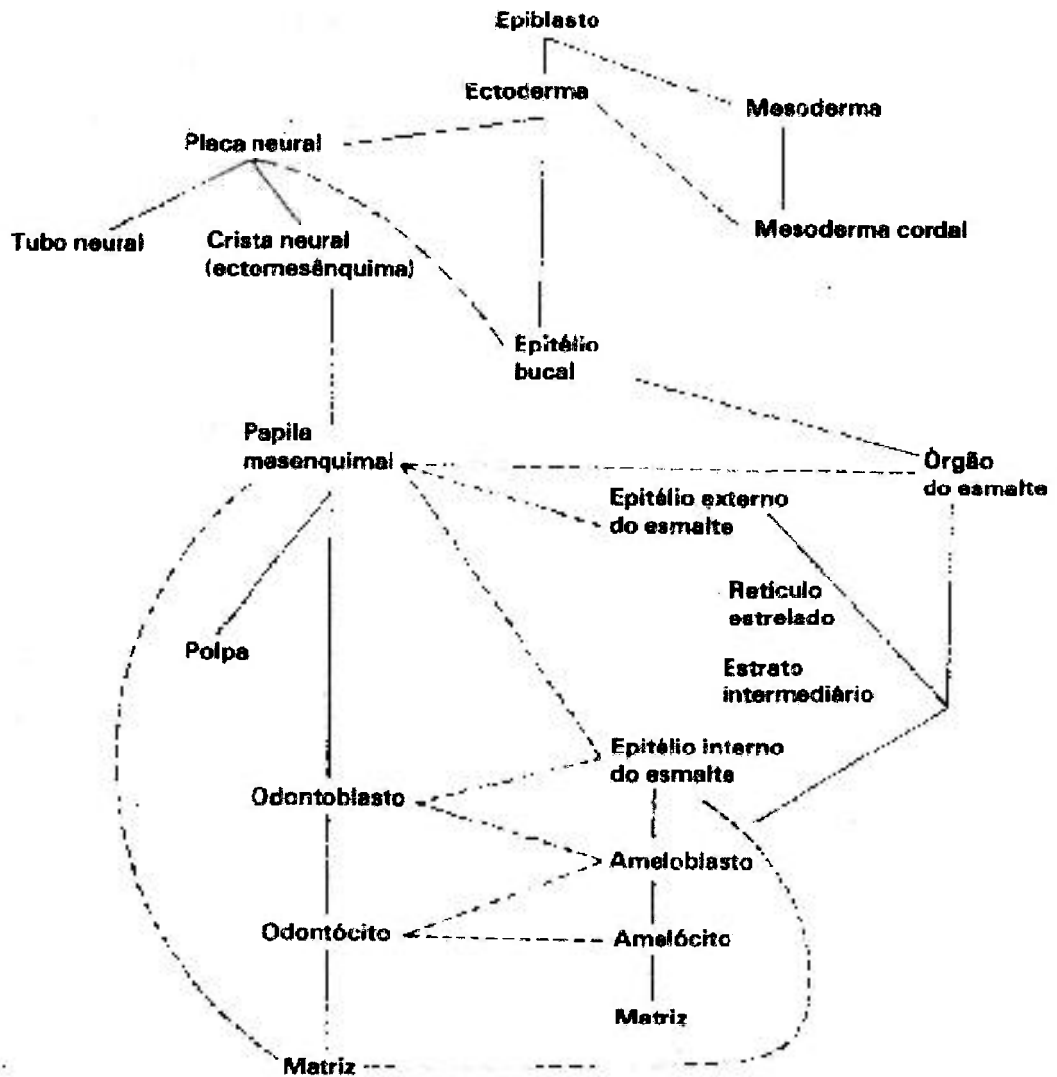


Figura 63- Diagrama de desenvolvimento de um dente. Linhas pontilhadas: interações conhecidas ou supostas que ocorrem entre os tecidos. Os dados sugeridos que ocupam estas linhas são obtidos a partir de transplantes e estudos *in vivo*. As palavras “amelócitos” e “odontócitos” são empregada somente para indicar que estas células podem possuir diferentes capacidades para interagir com outros tecidos após a sua evidente diferenciação.

8.2.2. Etapas do desenvolvimento do dente

É sabido que o crescimento do dente é um fato contínuo, até atingir sua última etapa, e portanto é factível de ser dividido em várias “etapas” para uma melhor compreensão; sendo que estas fases serão divididas de acordo com a forma da porção epitelial do germe dentário. As partes são:

◆ Estágio da Lâmina Dentária e Broto

Na lâmina dentária observa-se o primeiro sinal de desenvolvimento do dente humano, durante a 6ª semana de vida intra-embrionária (embrião de 11mm). É o primórdio da porção ectodérmica dos dentes.

Nos brotos dentários temos o primórdio dos dentes simultaneamente com a diferenciação da lâmina dentária. Nascem dela em cada maxilar, protuberâncias redondas ou ovóides em dez diferentes pontos, que correspondem à futura posição dos dentes decíduos. Os Brotos dentários são os primórdios dos órgãos do esmalte. Nesta fase o embrião humano tem de 16mm a 31,5mm e está entre a 6ª e a 9ª semana de vida.

◆ Estágio do Casquete

O crescimento desigual do broto leva ao estágio do Casquete, caracterizada por uma invaginação rasa na superfície profunda do broto. Temos ainda neste estágio 4 subpartes principais: - Do epitélio externo e interno do esmalte. - Do Reticulo estrelado (polpa do esmalte). - Da Papila Dentária. - Do Saco dentário. Nesta fase o embrião tem 60mm e esta na 11ª semana de vida.

◆ Estágio da Campânula

Devido ao aprofundamento da invaginação do epitélio e ao crescimento contínuo de sua margens o órgão assume um forma de Campânula. Várias subpartes compõe esta etapa:

a) Epitélio interno do esmalte: medem de 4 a 5 μm de diâmetro e cerca de 40 μm de altura. Em secções transversais eles assumem uma forma hexagonal semelhante àquela observada mais tarde em cortes transversais dos prismas do esmalte.

b) Estrato intermediário: esta camada pode ser essencial para a formação do esmalte.

c) Retículo estrelado: antes de começar a formação de esmalte, o retículo estrelado se retrai pela perda de fluido intercelular.

d) Epitélio do esmalte: as células do epitélio externo do esmalte se achatam até adquirir uma forma cubóide baixa.

e) Lâmina dentária: se prolifera para dar origem ao órgãos do esmalte dos dentes permanentes.

f) Papila dentária: está contida na porção invaginada do órgão do esmalte. Assumem a forma cubóide, depois cilíndrica, e adquirem a potencialidade específica de gerar a dentina.

g) Saco dentário: com o desenvolvimento da raiz, as fibras do saco dentário se diferenciam em fibras periodontais que ficam incluídas no cimento e osso alveolar.

h) Estágio adiantado da campânula.

i) Função da lâmina dentária: sua cronologia pode ser considerada em 3 fases: 1ª relacionada ao início de toda a dentição decídua. 2ª trata da iniciação dos sucessores dos dentes decíduos. 3ª precedida da extensão da lâmina dentária, distal ao órgão do esmalte do segundo molar decíduo e formação dos germes dos dentes molares permanentes. Sua atividade total é de aproximadamente 5 anos.

j) Destino da Lâmina dentária: ela prolifera somente em sua margem mais profunda e forma o primórdio do dente permanente. Seus restos permanecem como pérolas epiteliais ou ilhas dentro dos maxilares ou na gengiva.

k) Lâmina vestibular: espessamento eptelial que se forma independentemente e um pouco mais tarde em oposição labial e bucal à lâmina dentária.

- **Bainha Radicular Epitelial de Hertwig**

Molda a forma das raízes e inicia a formação da dentina; consiste dos epitélios externo e interno do esmalte, sem o estrato intermediário e o retículo estrelado. Após a diferenciação das células do tecido conjuntivo em odontoblastos e quando a primeira camada de dentina for depositada, a bainha radicular perde a sua continuidade e a ligação com a superfície do dente; seus resíduos persistem como restos epiteliais de *Malassez* no ligamento periodontal.

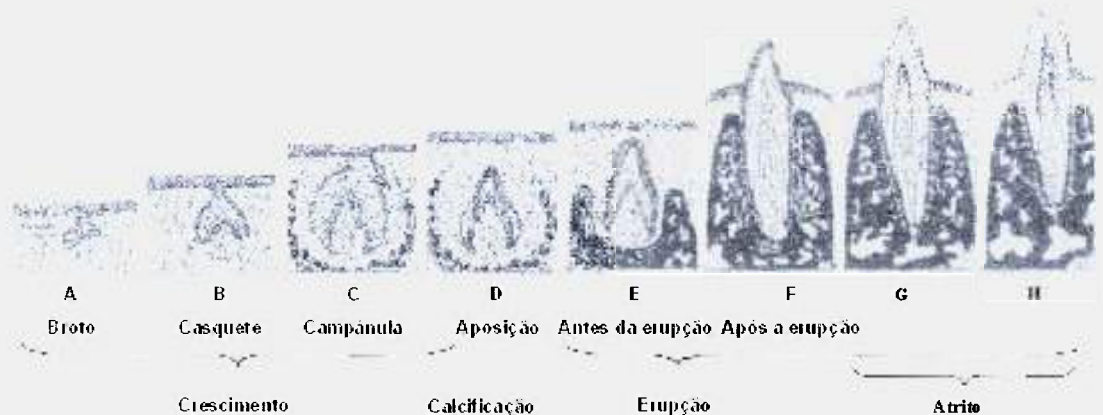


Figura 64- Etapas do Desenvolvimento do Dente

8.2.3. Histofisiologia e Considerações Clínicas

Sabe-se que muitos processos fisiológicos participam do desenvolvimento progressivo do dente, só que à exceção do seu início, muitos destes processos ocorrem concomitantemente e outros são contínuos em várias etapas histológicas, mas em cada etapa um processo tende a se destacar sobre os demais. Como exemplo citamos o processo de histodiferenciação que caracteriza a etapa de campânula, na qual as células do epitélio interno do esmalte se diferenciam, entretanto a proliferação ainda ocorre na porção profunda do esmalte.

Iniciação: Os diferentes dentes se iniciam em momentos definidos por fatores desconhecidos. É uma etapa muito importante onde qualquer problema pode gerar enormes problemas futuros. Por exemplo: uma iniciação anormal pode resultar no

8.3. ESMALTE

8.3.1. Características físicas

A espessura máxima do esmalte varia de 2,0 mm a 2,5 mm e ocorre nas cúspides molares. Sua espessura mínima ocorre no bordo inicial com apenas dupla camada de esmalte. Por suas características químicas (presença de sais minerais) e físicas (arranjo cristalino) é o tecido calcificado mais duro do organismo humano. Por isso ele forma uma capa resistente para os dentes tornando-os aptos para a mastigação. Por ser duro e quebradiço está apoiado numa estrutura que funciona como um amortecedor, a dentina; o que é bem visível quando o esmalte perde a sua base que é a dentina sã, pois então se quebra facilmente.

O esmalte tem peso específico de $2,8 \text{ g/cm}^3$ é permeável e pode atuar como membrana semi-permeável permitindo a passagem de certas substâncias (^{14}C -uréia, F, I etc..). A sua cor pode variar do branco amarelado, que indica esmalte fino e translúcido o qual permite a visualização da cor da dentina, ao branco acinzentado que indica esmalte mais opaco. A variação no grau de calcificação e homogeneidade pode ser a causa das diferenças na translucides. Na área incisal pode haver um tom azulado. O esmalte é um tecido que possui permeabilidade decrescente com a idade, logo fica mais impregnado na superfície com flúor e nitrogênio que são absorvidos, se tornando mais resistente à cárie com o tempo; é birrefringente, o que nos leva a deduzir a possível diferença de constantes físico-químicas nas direções de sua refringência. Sua maturação orgânica ocorre da região apical para a cervical.

8.3.2. Propriedades químicas

Aqui aborda-se principalmente o aspecto comparativo das composições químicas entre as principais partes do dente: Esmalte, Dentina e Cimento.

Tabela 11- Composição química das partes do dente

Parte	Composição do material		
	Inorgânico	Orgânico	Água
Esmalte:	96%	1,7%	2,3%
Dentina:	69,3%	17,5%	13,2%
Cemento/Osso compacto:	46% de Cinza	22%	32%

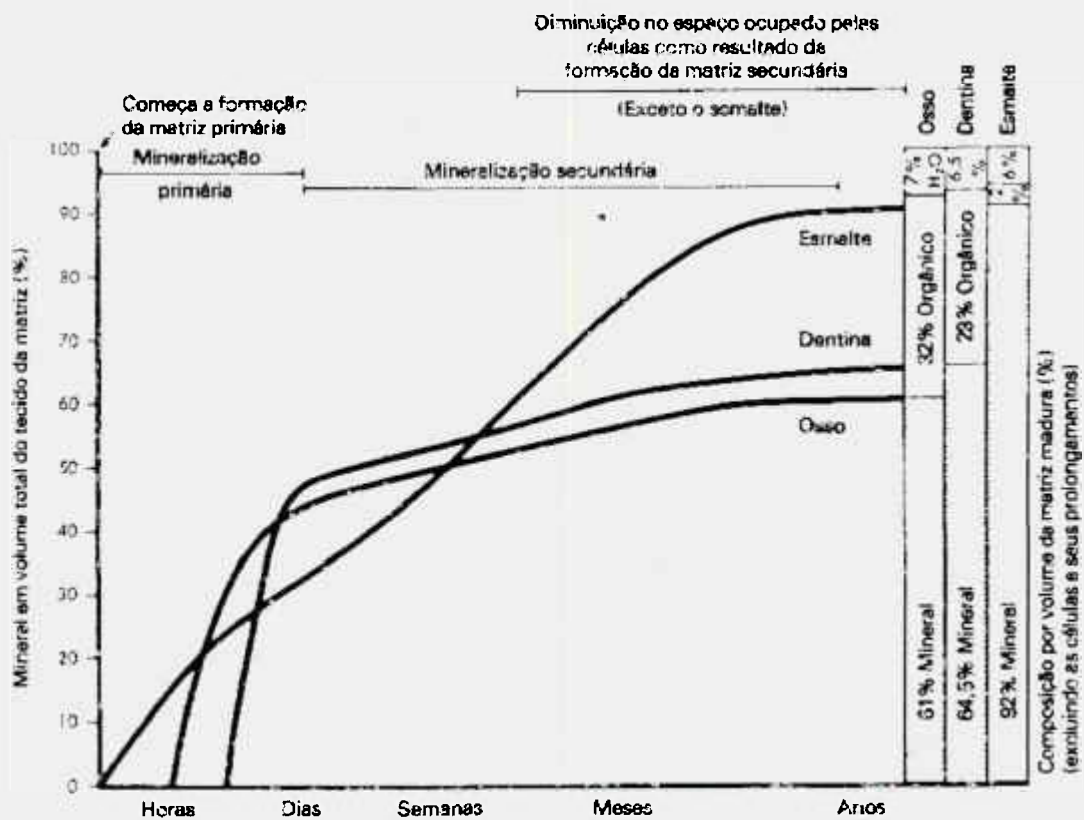


Figura 65- Formação, Mineralização e Maturação de alguns tecidos mineralizados e suas composições químicas.

8.3.3. Estrutura dos cristais

A Hidroxiapatita, que é o principal elemento do dente, tem a forma de um tronco de prisma hexagonal ou tronco de cone hexagonal (Figura 66).

Se for feito um corte transversal nos prismas, ocasionalmente eles são hexagonais, conforme mostra a figura a seguir (Figura 68), mas às vezes eles podem se mostrar ovais ou redondos ou até parecidos com escamas de peixes (Figura 67). Além disso tem-se que seus "corpos" estão mais próximos das superfícies oclusais e incisais, enquanto que as "caudas" dirigem-se cervicalmente. Os cristais de hidroxiapatita em sua grande maioria estão arranjados aproximadamente paralelos ao longo do eixo dos prismas, embora tenham sido registrados desvios de mais de 40 graus e perpendicularmente em relação à superfície da dentina. Na fotografia da Figura 69 poderemos ver um exemplo de mudança na orientação dos prismas.

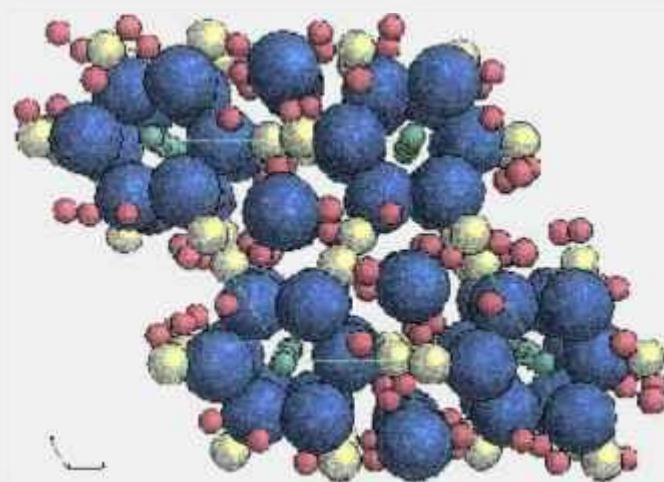


Figura 66- Célula unitária de Hidroxiapatita

Sabe-se que unindo e preenchendo os espaços interprismáticos há uma rede de fibrilas orgânicas finas que se estendem por todo o prisma envolvendo-o. Pelo fato do

esmalte ser formado de modo rítmico, em camadas, os prismas são segmentados com comprimento aproximado de 4 μm .



Substância
Interprismática
("Cauda do Prisma")

Prisma

Banha do
Prisma

Figura 67- Corte descalcificado do esmalte de um germe dentário humano. Os prismas transversalmente têm uma aparência de escamas de peixe.

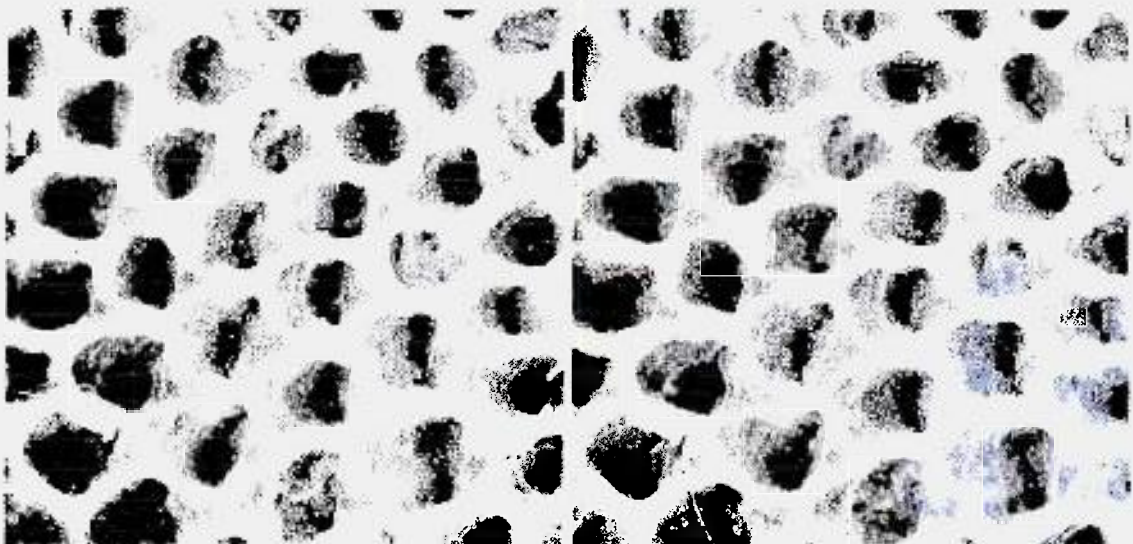


Figura 68- Par de micrografias estereográficas, ao microscópio eletrônico de varredura, da superfície do esmalte humano em desenvolvimento



Figura 69- Corte horizontal, por desgaste através do esmalte, próximo à junção dentina-esmalte. A e B mostram mudança dos prismas em duas camadas adjacentes de esmalte, que se tornam visíveis através de uma mudança no foco do microscópio.

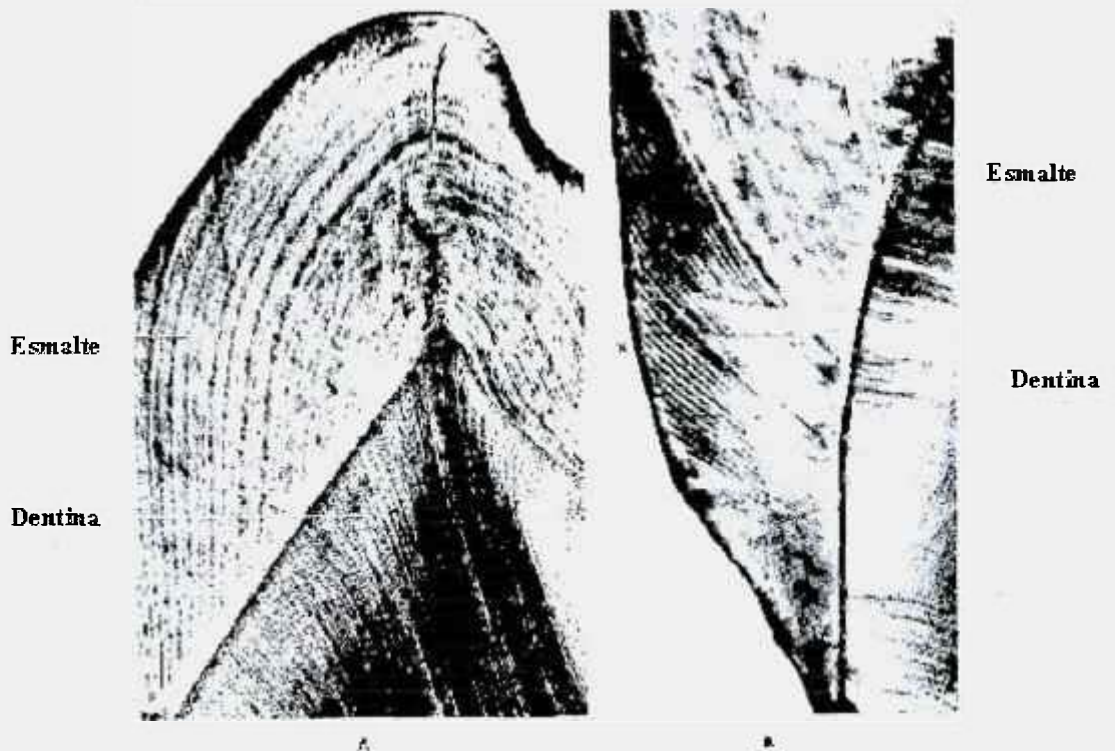


Figura 70- Linhas incrementais de Retzius em cortes longitudinais por desgaste. A- região da cúspide. B- Região cervical.

8.3.4. Estruturas de superfície

Periquimácias: São sulcos transversais ondulados, considerados manifestações externas das estrias de Retzius. São contínuas ao redor dos dentes e geralmente paralelas entre si e a junção cimento-esmalte; sendo que seu número varia por volta de 30 periquimáceas por milímetro na região da junção cimento-esmalte e diminuem para 10 por milímetro no bordo oclusal ou incisal. Possuem trajeto regular no dente, a exceção da região cervical.

Greta: São fissuras presentes em quase todas as superfícies e tem-se mostrado que são na realidade bordos externos das *lamelas*. Se estendem por distâncias variáveis ao longo da superfície em ângulos retos à junção cimento-esmalte, da qual se originam. Em sua maioria tem cerca de 1 milímetro de comprimento, mas algumas tem mais, porém poucas chegam ao bordo oclusal ou incisal de uma superfície.

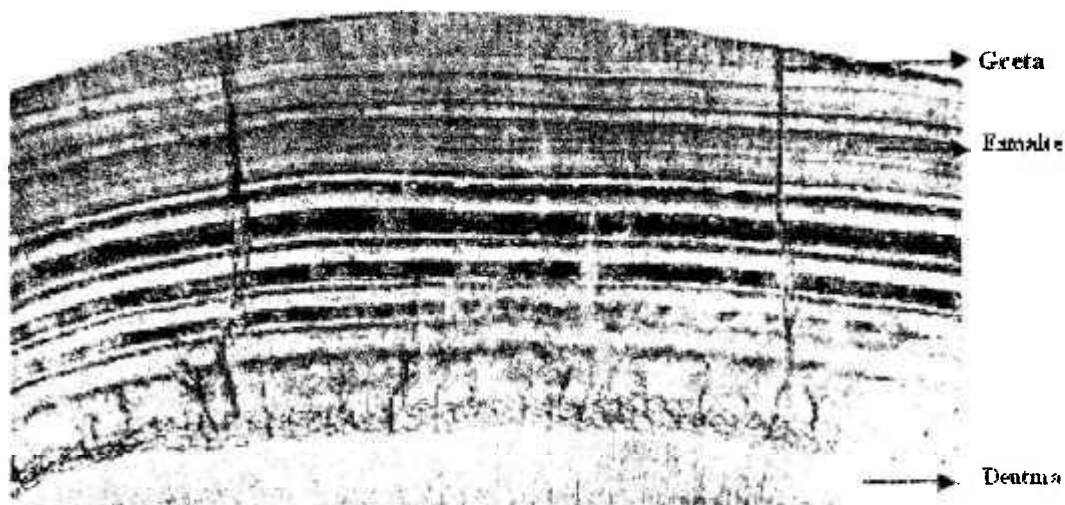


Figura 71- Gretas e Linhas incrementais de Retzius em corte longitudinal por desgaste, dispostas concentricamente.

Lamelas de Esmalte: São estruturas como folhas delgadas que vão da superfície do esmalte até próximo à junção dentina-esmalte, podendo penetrar na dentina. Composta de material orgânico, por isso, de microdureza menor podendo serem

confundidas com gretas, sua distinção necessita de uma cuidadosa descalcificação de cortes por desgaste. Há três tipos de Lamelas:

1 - Composta por segmentos de prismas pobremente calcificados (Restrita ao esmalte) (Figura 72-A).

2 – Composta por células degeneradas (Pode chegar à dentina) (Figura 72-B).

3 – São gretas preenchidas com matéria orgânica, presumivelmente originada da saliva (Pode chegar à dentina) (Figura 73).

Estas estruturas são locais de fragilidade do dente, podendo formar uma porta de entrada para as bactérias que iniciam as cáries dentárias.

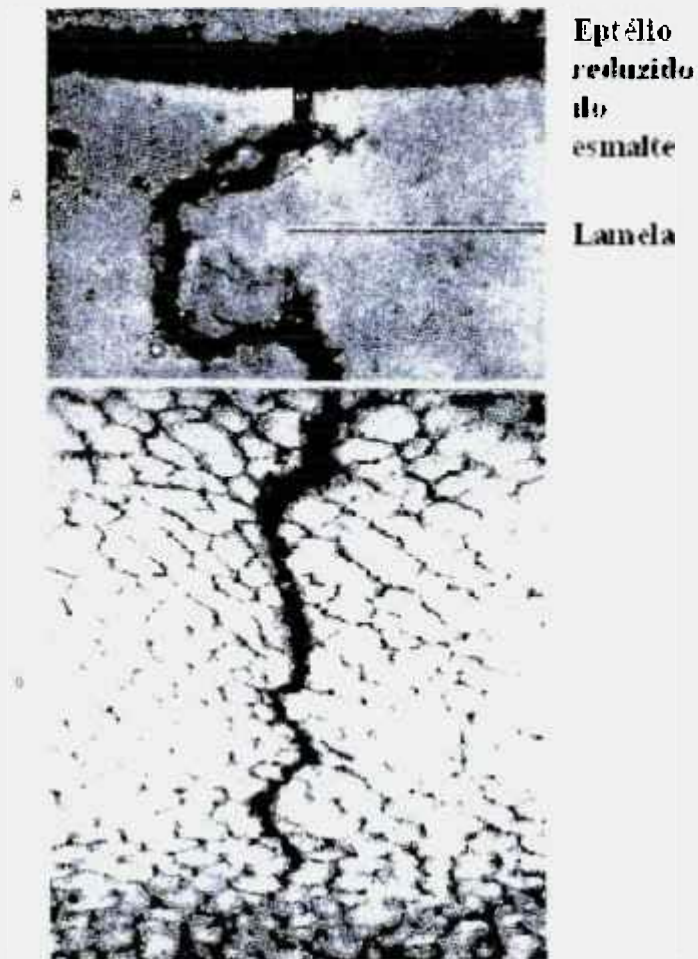


Figura 72- A- Corte em parafina através do eptélio reduzido do esmalte, cutícula do esmalte e uma lamela. B- Corte em parafina de esmalte descalcificado do molar humano mostrando a relação entre uma lamela e a substância da bainha orgânica circundante.



Figura 73- Corte transversal por desgaste, ao longo da lamela estendida da superfície para o interior da dentina.

Mais alguns tipos de estruturas.

Penachos do esmalte: Originam-se da junção dentina-esmalte e avançam pelo esmalte adentro; de um quinto a um terço da espessura do mesmo. São assim alcunhados por se assemelharem a penachos de grama, quando visualizados em cortes por desgaste. São constituídos na verdade de prismas do esmalte hipocalcificados e substância interprismática. Por terem direção do eixo longo da coroa raramente são vistos em cortes longitudinais. Eles são consequência ou adaptação do dente às condições de espaço no esmalte (Figura 73 e Figura 74).

Prolongamentos odontoblásticos e fusos do esmalte: Ocasionalmente os Prolongamentos atravessam a junção dentina-esmalte e penetram no esmalte. Como muitos deles apresentam a suas extremidades dilatadas, têm sido chamados de fusos do esmalte e ao que tudo indica originam-se de prolongamentos de

odontoblastos que se estendem para dentro do epitélio do esmalte, antes de surgirem as substâncias duras. A direção dos prolongamentos e fusos no esmalte correspondem à direção original dos ameloblastos perpendiculares à superfície da dentina. Quando preparados para observação, o conteúdo orgânico dos fusos se desintegra e é substituído por ar, surgindo então os espaços escuros à luz transmitida (Figura 75).

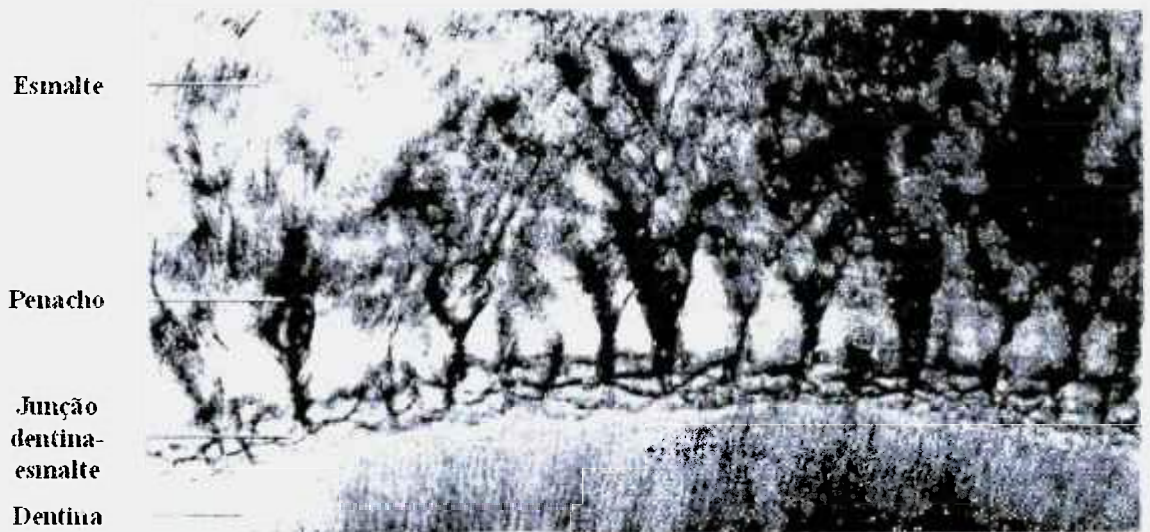


Figura 74- Corte transversal por desgaste através de um dente visto com pouco aumento. Numerosos penachos se estendem da junção dentina-esmalte para dentro do esmalte.

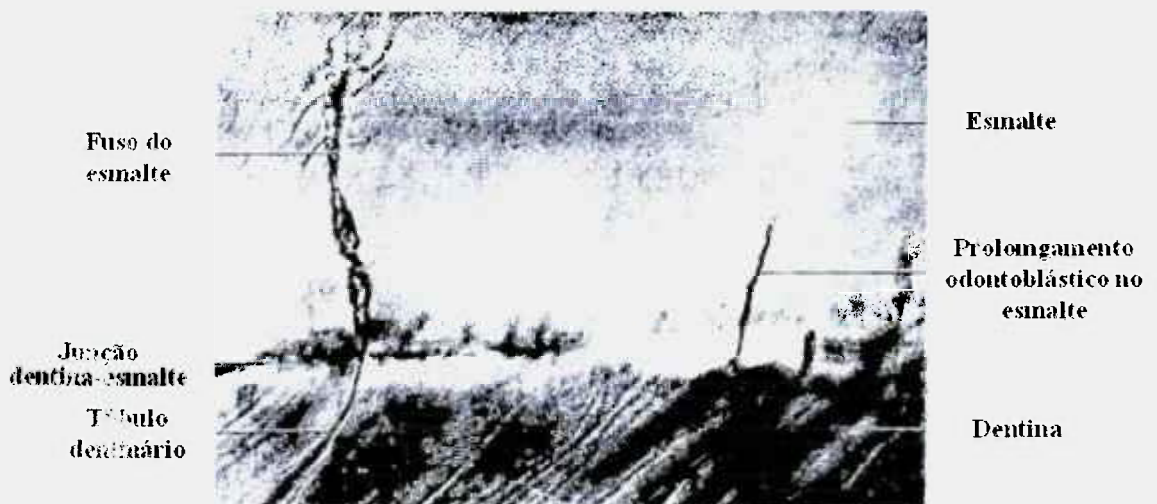


Figura 75- Corte por desgaste. Prolongamentos odontoblásticos estendem-se para dentro do esmalte como fusos do esmalte.

8.3.5. Figura ilustrativa de partes do dente humano coloridas com reagentes.

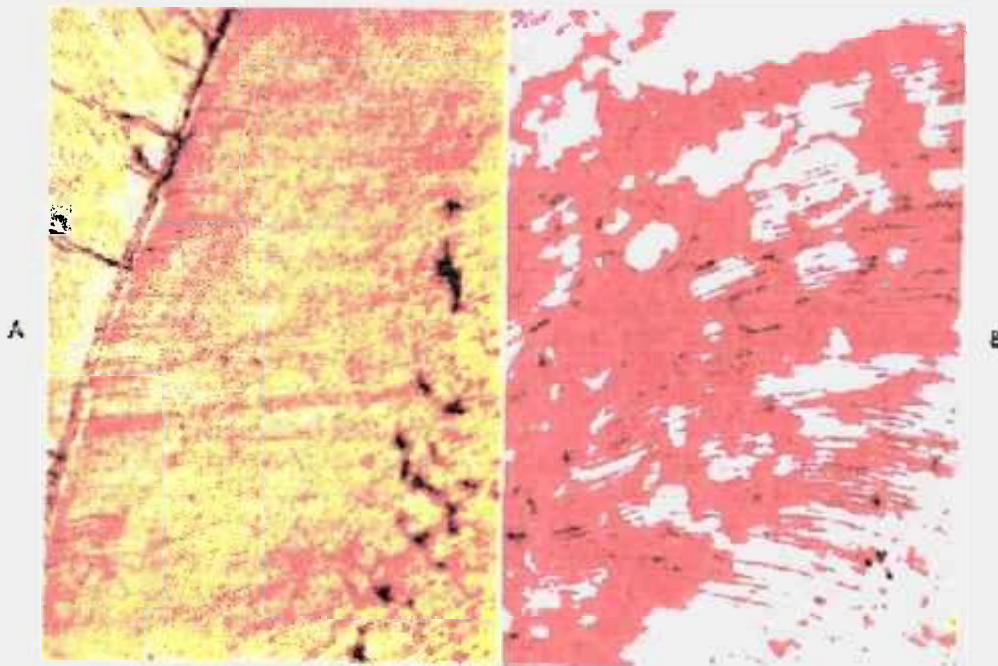


Figura 76- Fotografias de reações histoquímicas. A- Corte por desgaste da dentina humana reação DNFb (dinitrofluorbenzeno) mostra grupos protéticos(143X). B- Corte por desgaste de um odontoma humano mostrando a reação APS da dentina pobremente calcificada(85X).

Estes foram os principais aspectos considerados importantes sob o ponto de vista deste trabalho, uma vez que permitirão a melhor compreensão das variações de microdureza e de quaisquer outras grandezas físico-químicas do dente, que a partir daqui é encarado como um objeto único na natureza possuidor de imperfeições inatas e intrínsecas que lhe dão características humanas, parte da criação divina.

PLATEAU
11-11-11
11-11-11
11-11-11

9. BIBLIOGRAFIA

¹ STERN,R.H.; SOGNAES,R.F.; "Laser beam on dental hard tissues", J.Dent Res, v.43, n.5, p.873, 1964.

² TAGOMORI,S.; MORIOKA,T.; Distribution of applied fluoride on lased enamel with Nd:YAG laser, J.DENT.RES., 65: (4), p.590-590, APR 1986.

³ TAGOMORI,S., MORIOKA,T.; "Combined effects of laser and fluoride on acid resistance of human dental enamel - (with 1 color plate)", CARIES RES 23: (4) 225-231 JUL-AUG 1989.

⁴ OHO,T.; MORIOKA,T.A. "Possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation.Caries", Res., v.24:p.86-92, 1990.

⁵ HOLMAN,J.,P.; "Transferência de calor"; tradução Luiz Fernando Milanez; Revisão técnica José Maria Saiz Jabardo, "Heat Transfer"; Ed.MacGraw-Hill do Brasil, 1983.

⁶ MISERENDINO, L.J.; PICK, R.M.; "Lasers in Dentistry"; Quintessence Publishing Co, Inc., 1995.

⁷ PURDELL-LEWIS,D.J.; GROENEVELD,A.; ARENDS,J.; "Microhardness and Densitometric Measurements of Effect of 4% SnF2 Solution on Artificial White Spot Lesions", Caries Res., v.10, p.216-226, 1976.

⁸ FEATHERSTONE,D.B.; CUTRESS,T.W.; RODGERS,B.E.;DENNISON,P.J.; "Remineralization of Artificial Caries-Like Lesions in vivo by a Self-Administered Mouthrinse or Paste"; Caries Res., v.16, p.235-242, 1982.

⁹ FEATHERSTONE,D.B.; RODGERS,B.E.;SMITH,M.W.; "Physicochemical Requirements for Rapid Remineralization of Early Carious Lesions", Caries Res., v.15, p.221-235, 1981.

¹⁰ DAVIDSON,C.L.; HOEKSTRA,I.S.; ARENDS,J.; "Microhardness of Sound, Decalcified and Etched Tooth Enamel Related to the Calcium Content"; Caries Res., v.8, p.135-144, 1974.

¹¹ MAILLET,H.; "O Laser", Editora Manole Ltda, 1987, Tradução do Original francês, "Le Laser", Principes et techniques d'application.

¹² EINSTEIN,A.; "Zur Quantum Theorie der Strhlung", phys Z, v.18, p.121, 1917.

¹³ SCHAWLOW,A.L.; TOWNES, C.H.; "Infrared and Optical Masers", Phy. Rev., v.112, n.6, p.1940-49, Dec.1958.

¹⁴ MAIMAN,T.H.; "Optical and Microwave-Optical experiments in Ruby", Physical Review Letters, v.4, n.11, June 1, 1960.

¹⁵ MAIMAN,T.H.; "Stimulated Optical Radiation in Rubi"; Nature, v.187, n.4736, p.493-4, Aug.1960.

¹⁶ BERRETTA,J.R.; "Investigação do processo de endurecimento de materiais via Laser", Brasil, IPEN-USP, 1995.

¹⁷ HIBST,R.; KELLER,U.; "Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances:I. Measurement of the ablation rate. Laser Surg. Med.", v.9, n.4, p.338-341, 1989.

¹⁸ HIBST,R.; KELLER,U.; "Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances:II. Light Microscopic and SEM investigation. Lasers Surg", Med., v.9. n.4, p.345-351, 1989.

¹⁹ VIEIRA Jr.,N.D.; RANIERI,I.M.; DE ROSSI,W.; NOGEUIRA,G.E.C.; BALDOCHI,S.L.; GOMES,L.; VIEIRA,M.M.F.; LEME,D.G.; BERRETTA,J.R.; DO ESPÍRITO SANTO,"M.; DA COSTA,F.E.; ZEZELL,D.M.; MALDONADO,E.P.; WETTER,N.U.; MORATO,S.P.; "Lasers de matrizes sólidas dopadas com terras raras", XXVIII Simpósio Anual da Academia de Ciências do Estado de São Paulo, Novembro, 1993.

²⁰ L.F.JOHNSON, G.D.BOYD E K.NASSAU; "Optical Maser Characteristics of Tm⁺³ in CaWO₄", Proc.IRE 50, n.86, 1962.

²¹ TARELHO,L.V.G.; " Estudos espectroscopicos dos processos de transferência de energia relevantes para obtenção de ação laser do hólmio no cristal Er:Tm:Ho:YLF"; Dissertação de Mestrado; Brasil; IPEN/CNEN/SP; 1995.

²² KAJAVA,T.T.; GAETA,A.L.; "Q switching of a diode-pumped Nd:YAG laser with GaAs", Optics Letters, v.21, n.16, p.1244-1246, August 15, 1996.

²³ WHITE,J.M.; GOODIS,H.E.; MARSHAL,S.J.; MARSHALL,G.W. "Caries removal in enamel and physical threshold identification of dentin with Nd & Ho:YAG lasers", Proc. 3rd International Congress on Laser in Dentistry, Salt Lake City, Utah, USA. August 6-1992, .p.121-2.

²⁴ FEATHERSTONE,D.B.; TEMCATE,J.M.; SHARIATI,M.; ARENDS,J.; "Comparison of Artificial Caries-Like Lesion by Quantitative Microradiography and Microhardness Profiles", Caries Res., n.17, p.385-391, 1983.

²⁵ ZEZELL, D.M.; BONK, P.A.; SALVADOR, V.L.R.; JÚNIOR, N.D.V.; EDUARDO, C.P.; "Potential of Ho:YLF and Fluoride in Prevention of Dental Caries", 6th International Congress on Lasers in Dentistry, proceedings pg. 63-65, Hawaii, USA, 1998.

²⁶ ZEZELL,D.M.; BONK,P.A.; SALVADOR,V.L.; ROSSI,W.; RANIERI,I.M.; BACHMANN,L.; EDUARDO,C.P.; VIEIRA JR.,N.D.; MORATO,S.P.; "Combined Effect of Holmium Laser and Fluoride in Prevention of Dental Caries *in vitro*"; Symposion on Laser and Their Applications, proceedings pgs 162-164 Campinas, SP, 03 a 05 de dezembro, 1997.

²⁷ZEZELL,D.M.; CECCHINI,S.C.M.; EDUARDO,C.P.; MATSUMOTO,K.; ROSSI,W.; NOGUEIRA,G.E.C.; BERRETTA,J.B.; VIEIRA Jr,N.D. ; MORATO,S.P. "Experimental studies of the applications of Holmium laser in Dentistry.Laser in Surgery and Medicine" (Submetido).

²⁸ EDUARDO, C.P.: ZEZELL, D.M.; CECCHINI, S.C.M.: ROSSI, W.: RANIERI, I.M.; MORATO, S.P.; MATSUMOTO, K.; "Scanning Electron Microscopy Analysis of Enamel and Dentine Irradiated by Holmium Laser", in *Lasers in Dentistry*, Loh Hong-Sai, Editor, Monduzzi Editore, pgs. 9-12, 1994.

²⁹ EDUARDO, C.P.; ZEZELL, D.M.; "Experience in the area of Ho:YLF in hard tissue", 6th International Congress Deutsche Gesellschaft fur Laser Zahnheilkunde, DGL Newsletter 8(Kongreß Edition): 23, Frankfurt-Alemanha, 31/01 a 02/02/1997.

³⁰ SAGI,A.; SHITZER,A.; KATZIR,A.; AKSEIROS,S.; "Heating of biological tissue by laser irradiation: theoretical model", OPTICAL ENGINEERING, v.31, n.7, p.1417-1424, July 1992.

³¹ HIBST,R.; STOCK,K.; GALL,R.; KELLER,U.; "Controlled tooth surface heating and sterilisation by Er:YAG Laser radiation", SPIE, v.2922, .p.119-125.

³² SINIFSKY,ED.; "Comparative Thermal Modeling of Er:YAG, Ho:YAG and CO₂ Laser Pulses for Tissue Vaporization", Lasers in Medicine, SPIE, v.712, p.189-192, 1986.

³³ YARBOROUGH,J.M.; "Taking the Confusion Out of Matchong Medical Lasers to Applications"; Photonics Spectra; Medical Lasers; Biophotonics; p.88-94, 1992.

³⁴ SUN,Y.S.; WENG,C,I.; CHEN,T.C.; LI,W.L.; "Estimation of surface Absorptivity and Surface Temperature in Laser Surface Hardening Process"; Jpn,J.Appl.Phys., v.35(1996), p.3658-3664; Part 1 , n.6A, June 1996.

³⁵ WANG,L.; LIU,D.; HE,N.; JACQUES,S.L.; THOMSEN,S.; "Biological laser action"; APPLIED OPTICS; v.35, n.10; April 1996.

³⁶ PRATISTO,H.; FRENZ,M.; ITH,M.; ALTERMATT,H.J.; JANSEN,E.D.; WEBER,H.P.; "Combination of fiber-guided pulsed erbium and holmium laser radiation for tissue ablation under water"; APPLIED OPTICS, v.35, n.19, July 1996.

³⁷ MEURMAN,J.H.; VOEGEL,J.C.; RAUHAMAA-MÄKINEN,R.; GASSER,P.; THOMANN,J.M.; HEMMERLE,J.; LUOMANEN,M.; PAUNIO,I.; FRANK,R.M.; "Effects of Carbon Dioxide, Nd:YAG and Carbon Dioxide-Nd:YAG Combination Lasers at High Energy Densities on Synthetic Hydroxyapatite", Caries Res.1992; n.26, p.77-83.

³⁸ SEKA,W.; FEATHERSTONE,J.D.B.; FRIED,D.; VISURI,S.R.; and ...; "Laser ablation of dental hard tissue from explosive ablation to mediated ablation", SPIE, v.2672, p.144-158, 1996.

³⁹ BARTON,T.G.; FOTH,H.J.; CHRIST, M.; HÖRMANN,K.; "Interaction of Holmium Laser radiation and cortical bone: ablation and thermal damage in a turbid medium", Applied Optics. V.36, n.1, p.32-43, January 1997.

⁴⁰ BROWN,W.S.; DEWEY,W.A.; JACOBS,H.R.; "Thermal Properties of Teeth", Journal of Dental Research, v.49, n.4, p.752-755, Jul-Aug, 1970.

⁴¹ MCKENZIE,A.,L.; "An extension of the three-one model to predict depth of tissue damage beneath Er:YAG and Ho:YAG laser excisions", Phys.Med.Biol., 1989, v.34, n. 1, p.107-114.

⁴² RASTEGAR,S.; MOTAMEDI,M.; WELCH,A.J.; HAYES,L.J.; "A Theoretical Study of the Effect of Optical Properties in Laser Ablation of Tissue", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v.36, n.12, December 1989.

⁴³ KURODA,S; FOWLER,B.O.; "Compositional, Structural and Phase Changes in *in vitro* Laser-Irradiated Human Tooth Enamel", Ed. Springer-Verlag, Calcified Tissue International, v.36, p.361-369, 1984.

⁴⁴ WELCH J.H.; GUTT,W.; "High-Temperature studies of the System calcium Oxide-Phosphorus Pentoxide"; Department of Scientific and Industrial Research, Building Research Station, Watford, Herts, 1961.

⁴⁵ STEVENS,B.H.; TROWBRIDGE,H.O.; HARRISON,G.; SILVERTON,S.F.; "Dentin Ablation by Ho:YAG Laser: Correlation of Energy Versus Volume Using Stereophotogrammetry", Journal of Endodontics, v.20, n.5, May 1994.

⁴⁶ BONK, P.A.; ZECELL, D.M.; EDUARDO, C.P.; "Study of Physical Properties of Dental Enamel Surface Irradiated with Ho:YLF Laser", Proceedings, I Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais, Belo Horizonte, Brasil, 10 a 13 de dezembro de 1998.

⁴⁷ MAJARON,B.; PLESTENJAK,P.; LUKAČ,M.; "Thermo-mechanical laser ablation of soft biological tissue: modeling the micro-explosions", Appl.Phys. B, v.69, p.71-80, Springer-Verlag, 1999.

⁴⁸ FOX,J.L.; YU,D.; OTSUKA,M.; HIGUCHI,W.I.; WONG,J.; POWELL,G.; "Combined effects of laser irradiation and chemical inhibitors on the dissolution of dental enamel", Caries R., v.26, p.333-339, 1992.

⁴⁹ LIN,W.C.; MOTAMEDI,M.; EWLCH,A.J.; "Dynamics of tissue optics during laser heating of turbid media", Applied Optics, v.35, n.19, p.3413-3420, 1 July 1996.

⁵⁰ JEFFREY,I.W.M.; LAWRENSON,B.; LONGBOTTOM,C.; SAUNDERS,E.M.; "CO₂ laser application to the mineralized dental tissues-the possibility of iatrogenic sequelae", J.Dent.; v.18, p.24-30, 1990.

⁵¹ GROSSWEINER,L.I.; AL-KARMI,A.M.; JOHNSON,P.W.; BRADER,K.R.; "Modeling of Tissue Heating With a Pulsed Nd:YAG Laser", Lasers in Medicine, v.10, p.295-302, 1990.

⁵² WANOOP,N.W.; DICKISON,M.R.; FARRAR,S.R.; KING,T.A.; "Ablation studies of erbium:YAG laser radiation with pellethane", J.Phys.D:Appl.Phys., v.29, p.2735-2339, 1996.

⁵³ AGAH,R.; GANDJABAKHCHE,A.H.; MOTAMEDI,M.; NOSSAL,R.; BONNER,R.F.; "Dynamics of temperature dependent optical properties of tissue: dependence on thermally induced alteration", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v.43, n.8, p.839-846, August, 1996.

⁵⁴ JEFFREY,I.W.M.; LAWRENSON,B.; LONGBOTTOM,C.; SAUNDERS,E.M.; "Dentinal Temperature Transients Caused by Exposure to CO₂ Laser Irradiation and Possible Pulpal Damage"; J.Dent., v.18, p. 31-36, 1990.

⁵⁵ POWELL,G.L.; MORTON,T.H.; WHISENANT,B.K.; "Argon laser oral safety parameters for teeth", Lasers in Surgery and Medicine", v.13, p.548-552, 1993.

⁵⁶ VENTZEK,P.L.G.; SUZUKI,M.; DATE,H.; SAKAI,Y.; TAGASHIRA,H.; KITAMORY,K.; "A two-dimensional model of lase ablation of frozen Cl₂: a possible neutral beam source for etching applications", J.Appl.Phys., v.80(2), p.1146-1155, 1996.

⁵⁷ LOBENE,R.R.; BHUSSRY,B.R.; FINE,S.; "Interaction of carbon dioxide laser radiation with enamel and dentin", J.Dent.Res., v.47(2), p.311-317, march-april, 1968.

⁵⁸ SOELKNER,G; MITIC,G; LOHWASSER,R; "Monte Carlo simulations and laser doppler flow measurements with high penetration depth in biological tissuelike head phantoms", Applied Optics, v.36, n.22, p.5647-5654, August 1997.

⁵⁹ HICKS,M.J.; FLAITZ,M.C.; WESTERMAN,G.H.; BLANKENAU,R.J.; POWELL,G.L.; BERG,J.H.; "Enamel Caries Initiation and Progression Following Low Fluence(energy) Argon Laser and Fluoride treatment", The Journal of Clinical Pediatric Dentistry, v.20, n.1, p.9-13, 1995.

⁶⁰ SINICHKIN,Yu.P.; UTTS,S.R.; MEGLINSKII,I.V.; PILIPENKOE.A.; "Spectroscopy of Human Skin *in vivo*: II.Fluorescence Spectra", Optics and Spetroscopy, v.80, n.3, p.383-389, 1996.

⁶¹ ANVARI,B.; MAOTAMEDI,M.; TORRES,J.H.; RASTEGAR,S.; "Effects of Surface Irrigation on the Thermal Response of Tissue During Laser Irradiation", Lasers in Surgery and Medicine, v.14, p.386-395, 1994.

⁶² FRENZ,M.; PRATISTO,H.; KÖNZ,F.; JANSEN,E.D.; WELCH,A .J.; WEBER,H.P.; "Comparison of the effects of absorption coefficient and pulse duration of 2,12- μ m and 2,79- μ m radiation on laser ablation of tissue", IEEE Journal of Quantum Electronics, v.32, n.12, December, 1996.

⁶³ LUKAC,M.; IIOČEVAR, F.; CENCIČ,S.; NEMES,K.; "Effects of pulsed CO₂ and Er:YAG lasers on enamel and dentin", SKA-Elektrooptika.

- ⁶⁴ ERTL,T.; MÜLLER,G.; "Hard tissue ablation with pulsed CO₂ lasers",
- ⁶⁵ POWELL,G.L.; Yu,D.; HIGUCHI,W.I.; FOX,J.L.; "Comparison of three on demineralization of human enamel",
- ⁶⁶ PATEL,M.V.; FOX,J.L.; HIGUCHI,W.I.; "Physical model for Non-steady-state dissolution of dental enamel", J.Dental Rsearch, v.66, f.9, p.1418-1424, 1987.
- ⁶⁷ PAGHDIWALA,A.,F.; VAIDYANATHAN,T.K.; PAGHDIWALA,M.F.; "Evaluation of Erbium:YAG laser radiation of hard dental tissues: Analysis of temperature changes, depth of cuts and structural effects", Scanning Microscopy International, v.7, n.3, p.989-997, 1993.
- ⁶⁸ HAJÓS,G.Y.; DELINCÉE,H.; "Structural investigation of radiation-induced aggragantes of ribonuclease", J.Radial.Biol., v.44, n.4, p.333-342, 1983.
- ⁶⁹ ZACH,L.; COHEN,G.; "Pulp response to externally applied heat", Oral Surg. Oralmed, v.19(4), p.515-530, 1965.
- ⁷⁰ CECCHINI,R.C.M.; EDUARDO,C.P.; ZEZELL,D.M.; SALVADOR,V.L.R.; "In vitro analysis of the Nd:YAG laser effect in enamel using X-ray fluorescence and scanning electron microscopy", Symposion on laser and their applications, proceedings, Campinas-SP, p.179-182, 3 a 5 Dezembro, 1997.
- ⁷¹ WU,X.; HÖMMERICH,U.; NAMAVAR,F.; CREMINS-COSTA,A.M.; "Erbium-doped porous silicon emits at 1,54µm", Appl.Phys.Lett., v.23, September, 1996.
- ⁷² PAPAZOGLU,T.G.; LIU,W.Q.; VASILIOU,^a; GRASSMEL,R.; PAPAGIANNAKIS,E.; FOTAKIS,C.; "Limitations of diffusion approximation in describing femtosecond laser transillumination of highly scattering media of biological significance", Appl.Phys.Lett., v.67(25), p.3712-3714, December, 1995.
- ⁷³ KINCADE,D.; "Erbium lasers vie for spot in medical mainstream", Laser Focus World, p.73-82, August, 1996.
- ⁷⁴ ZEZELL,D.M.; NICOLA,J.H.; "New method for monitoring the efficiency of photodynamic therapy with HpD in real-time", SPIE, v.1881, Optical Methods for Tumor Treatment and Detection, p.246-250, 1993.
- ⁷⁵ ROPOULOS,B.; "Multi-tissue capability and multi-wavelength tunability are today's tickets to success", Photonics Spectra, p.116-120, June, 1996.
- ⁷⁶ SÁNCHEZ,H.J.; RUBIO,M.BURATTINI,E.; PANI,R.; "X-Ray fluorescence analysis of enviromental and biological samples using synchrotron radiation". ;
- ⁷⁷ RUBIO,M.; "Recent synchrotron radiation fluorescence studies of organic and inorganic materials", Ministério da Ciência e Tecnologia/MCT, Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico/CNPq, Laboratório Nacional de Luz Síncrotron/LNLS.

⁷⁸ NELSON,D.G.A.; JONGERBLOED,W.L.; FEATHERSTONE,J.D.B.; "Laser irradiation of human dental enamel and dentine"; New Zeland Dent. J., n.82, p.74-77, 1982.

⁷⁹ HENRYCH,J.; "Dynamics of Explosin and its Use", Developments in civil engineering; Translation of Dynamika v buchu a jej uziti, Translation Rudolph Major, 1979, Published in co-edition with ACADEMIA, Publishing House of the Czechoslovak Academy of Sciences Prague., 554 p., 1979.

⁸⁰ BAUM,F.A.; STANYUKOVICH,K.P.; SHEKHTER,B.I.; "Explosion Physics, Moscou", 1959.

⁸¹ BAUM,F.A. etal.; "Temperature Independent Explosives and Their Effects in Deep Drill Holes", Moscou, 1969.

⁸² COLE,R.H.; "Underwater Explosions"; Princeton-New Jersey, Princeton University Press, 1948.

⁸³ PIKHTOVNIKOV,P.V.; ZAVYALOVA,B.I.; "Forming of Metal Foils by Explosion", Moscou, 1964.

⁸⁴ POKROVSKIĀ, FEDOROV,I.S.; "Effect of Shock and Explosion in Deformable Media", Moscou, 1957.

⁸⁵ POPOV,N.N., RASTORGUEV,B.S.; "Computation of Reinforced Concrete Structures for Short-Time Dynamic Loads", Moscou, 1964.

⁸⁶ "Seismology and Explosion Craters of Underground Explosions"; Collection of Essays, Moscou, 1968.

⁸⁷ ZEL'DOVICH,Ya.,B.; "Shock Wave Theory and na Introduction to the Theory of Gases", Moscou, 1946.

⁸⁸ SALAMAKHIM,T.M.; Effect of Explosion on Structure Elements; Moscou, 1969.

⁸⁹ ITZKAN,I.; ALBAGLI,D.; DARK,M.; PERELMAN,L.T.; VAN ROSENBERG,C.; FELD,M.S.; "Short pulse laser ablation is photomechanical, not thermal or chemical", in LEOS'94, v.2, p.71-72, IEEE Lasers and Electro-Optics Society, Boston, MA, 1994.

⁹⁰ SOONTAG,R.E.; VANWYLEN,G.J.; BORGNOKE,C.; "Fundamentos da Termodinâmica Clássica", Ed.Edgard Blücher, São Paulo, 1995.

⁹¹ HENRYCH,J.; "Aproximate Calculation of a Cylindrical Matrix for Explosive Forming of Containers"; Bratislava, 1967.

⁹² BARKAN,D.D.; "Dinamics of Soils and Foundations"; Moscou, 1948.

⁹³ KURANT,G.; FRIDRIKHS,K.; Supersonic Flow and Shock Waves, Mcscou, 1950.

⁹⁴ SALAMAKHIM,T.M.; Effect of Explosion on Structure Elements; Moscou, 1969.

⁹⁵ STANYUKOVICH,K.P.; Non-Stationary Motions of a Continuous Medium; Moscou, 1955.

⁹⁶ CECCHINI,S.C.M.; “Estudo in vitro das Aplicações do Laser de Hólmio:YLF em Esmalte e Dentina, Visando a Realização de Cirurgia de Acesso Endodôntico e Preparo Cavitário”, Dissertação de Mestrado, IPEN-USP-SP, São Paulo, 1995.

⁹⁷ FOWLER,B.O.; KURODA,S.; “Changes in heat and in laser-irradiated human tooth enamel and their probable effects on solubility”, Calc.Tissue Int., v.38, p.197-208, 1986.

⁹⁸ WHITE,J.M.; CECCHINI,S.C.M.; ZEZELL,D.M.; EDUARDO,C.P.; “Morphological and related compositional modifications in enamel and dentin as a function of laser irradiation and acid treatment”; Scanningg Microscopy; accept for publications in may, 1997.

⁹⁹ SPIEGEL,R.M.; “Estatística/Murray R. Spiegel”; Tradução e revisão técnica Pedro Consentino, 3ª ed., São Paulo: Makron Books, Coleção Schaum, 1993.

¹⁰⁰ COSTA NETO,P.L.O.; “Estatística”, Ed. Edgar Blücher Ltda., São Paulo, 1977.

¹⁰¹ BHASKAR,S.N.; “Histologia e Embriologia Oral de Orban”, Tradução de Nilson Dias Martello, 8ed., 501 p.:il., 26cm, Artes Médicas, São Paulo, 1989.

Figura 20- Microidentador	46
Figura 21- Esquema das identificações	47
Figura 22- Identações na amostra irradiada	48
Figura 23- Identações na amostra de controle	48
Figura 24- Vista superior das irradiações no esmalte dentário	49
Figura 25- Presença de defeito (Lamela) no esmalte irradiado	49
Figura 26- Cratera na superfície do esmalte	50
Figura 27- Vista ampliada da superfície do esmalte irradiado	50
Figura 28- Remoção explosiva do tecido mediada pela alta pressão gerada pelo rápido aquecimento da água.	52
Figura 29- Pluma de ablação e possível interferência, causando absorção, espalhamento, refração, reflexão e formação de plasma.	52
Figura 30- Se o plasma se formar a luz laser pode não penetrar através da densidade eletrônica crítica.	53
Figura 31- Representação esquemática: A da explosão de uma carga esférica	58
Figura 32- Representação esquemática: B das forças agindo numa reação de um elemento esférico	58
Figura 33- Representação esquemática: C das forças agindo numa reação de um elemento plano	59
Figura 34- Representação esquemática de uma explosão esférica: A no instante t	64
Figura 35- Representação esquemática de uma explosão esférica: B corte feito no instante t	64
Figura 36- Representação esquemática de uma explosão esférica: C corte feito no instante t+dt.	65
Figura 37- Diagramas das cargas e velocidades	74
Figura 38- Cratera	74
Figura 39- Diagramas de velocidades na borda da superfície	75
Figura 40- Amostra 1 de Controle	84

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Simulação da ablação na reentrada de uma espaçonave na atmosfera terrestre.	17
Figura 2- Estrutura do cristal de YLF	21
Figura 3- Níveis energéticos para um sistema quasi-três níveis. (N_0) nível fundamental, (N_1) nível laser terminal, (N_2) nível laser metaestável, (N_3) nível de absorção²¹.	22
Figura 4- Esquema de transferência de energia dos íons, Tm^{+3}, Er^{+3}, para o Ho^{+3} no cristal de YLF²¹.	23
Figura 5- Absorção pelos elementos em função do comprimento de onda dos lasers.	24
Figura 6- Reflexão, absorção e transmissão no esmalte	25
Figura 7- Absorção e profundidade da transmissão dos componentes do tecido biológico em função do comprimento de onda.	26
Figura 8- Quadro geral dos fenômenos resultantes da interação Laser - Tecido Biológico	27
Figura 9- Fases da Apatita	35
Figura 10- Equipe do departamento de Dentística da FOUSP	38
Figura 11- Solução catalítica da resina, colher de medida e recipientes preparadores	40
Figura 12- Detalhe dos recipientes para inclusão de amostras de dentes	40
Figura 13- Esquema da montagem para a irradiação da amostras	41
Figura 14- Esquema das irradiações.	42
Figura 15- Conjunto de micro-deslocamento	42
Figura 16- Conjunto de medição de energia do feixe laser.	43
Figura 17- Disco diamantado para corte de tecido duro	44
Figura 18- Politriz em funcionamento	44
Figura 19- Lixas e Politriz	45

Figura 41- Amostra 1 Irradiada	85
Figura 42- Amostra 2 de Controle	86
Figura 43- Amostra 2 Irradiada	87
Figura 44- Amostra 3 de Controle	88
Figura 45- Amostra 3 Irradiada	89
Figura 46- Amostra 4 de Controle	90
Figura 47- Amostra 4 Irradiada	91
Figura 48- Amostra 5 de Controle	92
Figura 49- Amostra 5 Irradiada	93
Figura 50- Amostra 6 de Controle	94
Figura 51- Amostra 6 Irradiada	95
Figura 52- Amostra 7 de Controle	96
Figura 53- Amostra 7 Irradiada	97
Figura 54- Amostra 8 de Controle	98
Figura 55- Amostra 8 Irradiada	99
Figura 56- Amostra 9 de Controle	100
Figura 57- Amostra 9 Irradiada	101
Figura 58- Amostra 10 de Controle	102
Figura 59- Amostra 10 Irradiada	103
Figura 60- Comparativo entre os resultados médios de microdureza	108
Figura 61- Simulação de uma possível distribuição das fases da hidroxiapatita a partir da superfície do esmalte dentário	111
Figura 62- Anatomia do Dente.	120
Figura 63- Diagrama de desenvolvimento de um dente. Linhas pontilhadas: interações conhecidas ou supostas que ocorrem entre os tecidos. Os dados sugeridos que ocupam estas linhas são	

Figura 41- Amostra 1 Irradiada	85
Figura 42- Amostra 2 de Controle	86
Figura 43- Amostra 2 Irradiada	87
Figura 44- Amostra 3 de Controle	88
Figura 45- Amostra 3 Irradiada	89
Figura 46- Amostra 4 de Controle	90
Figura 47- Amostra 4 Irradiada	91
Figura 48- Amostra 5 de Controle	92
Figura 49- Amostra 5 Irradiada	93
Figura 50- Amostra 6 de Controle	94
Figura 51- Amostra 6 Irradiada	95
Figura 52- Amostra 7 de Controle	96
Figura 53- Amostra 7 Irradiada	97
Figura 54- Amostra 8 de Controle	98
Figura 55- Amostra 8 Irradiada	99
Figura 56- Amostra 9 de Controle	100
Figura 57- Amostra 9 Irradiada	101
Figura 58- Amostra 10 de Controle	102
Figura 59- Amostra 10 Irradiada	103
Figura 60- Comparativo entre os resultados médios de microdureza	108
Figura 61- Simulação de uma possível distribuição das fases da hidroxiapatita a partir da superfície do esmalte dentário	111
Figura 62- Anatomia do Dente.	120
Figura 63- Diagrama de desenvolvimento de um dente. Linhas pontilhadas: interações conhecidas ou supostas que ocorrem entre os tecidos. Os dados sugeridos que ocupam estas linhas são	